



UNIVERSIDAD DE CUENCA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

**“COMPARACIÓN DE LA DURABILIDAD, DEFORMACION ELASTICA Y
PLASTICA DE TRES TIPOS DE MODULOS ELASTOMERICOS EN EL
POSTGRADO DE ORTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD DE CUENCA PERIODO
2012 - 2013”**

**MODALIDAD DE TITULACIÓN: Tesis previo a la obtención del Título de
Especialista en Ortodoncia.**

ALUMNA:

Odont. Flor Paulina Cedillo Chica

DIRECTORA DE TESIS:

Dra. Maribel Llanes

Cuenca – Ecuador

2013

**“COMPARACIÓN DE LA DURABILIDAD, DEFORMACION ELASTICA Y
PLASTICA DE TRES TIPOS DE MODULOS ELASTOMERICOS EN EL
POSTGRADO DE ORTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD DE CUENCA PERIODO
2012 - 2013”**

DEDICATORIA

Este tema de investigación va dedicado a Dios principalmente por haberme dado la vida y permitirme llegar hasta este momento de mi formación como persona y profesional. A mi madre y hermano por ser los pilares fundamentales en mi vida y siempre demostrarme su apoyo y cariño incondicional, a mi padre que aunque no está físicamente, se que siempre me acompaña en cada momento de mi vida y me ayuda a no darme por vencida, por más difícil que sea la situación. A mi esposo por estar a mi lado y tenerme paciencia en estos dos años y medio que he tenido que dedicarme a mis estudios. A mis compañeros y a los que vendrán para que este tema pueda ser de provecho para ellos, y los ayude en su formación académica.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por guiar mi camino, por haberme dado fuerza y valor para superar obstáculos y dificultades a lo largo de toda mi vida.

A mi esposo Pablo, por acompañarme durante todo este arduo camino y compartir conmigo alegrías y fracasos, gracias por su amor incondicional.

A mi madre Libia por la confianza y apoyo que me ha brindado a lo largo del trayecto de mi vida, que me ha enseñado a no desfallecer, ni rendirme, guiándome con sus sabios consejos.

A mi padre M. César que siempre guió mi vida, y apoyo para hacerme una persona de bien, se que en este momento estarías orgulloso de mí.

A mi hermano Rogerio que ha sido un gran amigo, ya que con su apoyo e ideas ha estado siempre ayudándome a ser mejor persona.

A mis suegros Renecito y Elsitita por ser como mis segundos padres, por estar a mi lado en todo momento y brindarme su apoyo incondicional.

Agradezco de manera especial a mi Directora de Tesis, Dra. Maribel Llanes, quién con sus conocimientos y apoyo supo guiar el desarrollo de la presente tesis desde el inicio hasta su culminación. Además por ser una maestra ejemplar que siempre nos brindo sus conocimientos de forma desprendida y por tenernos paciencia durante estos años de estudio.

Al Dr. Manuel E. Bravo, Director de la Especialidad de Ortodoncia, que dio inició a este proyecto de la especialidad, y que durante estos dos años y medio supo brindarnos su conocimiento, como lo hacen los verdaderos maestros.

Agradezco a mis compañeros de Postgrado Miriam, Magaly, Luly, Diego, Gerardo, Carlos, Andrés y Edison por la hermandad brindada durante estos dos años y medio de Postgrado, en el que hemos compartido muchas experiencias y siempre han sido un apoyo para continuar.

A mis profesores, gracias por su tiempo, por su apoyo, así como por la sabiduría que me transmitieron en el desarrollo de mi formación académica.

Gracias a todas aquellas personas que de una u otra forma nos ayudaron a crecer como personas y como profesionales.

AUTORÍA DE LA TESIS

Yo, **Flor Paulina Cedillo Chica**, autora de la tesis “**COMPARACIÓN DE LA DURABILIDAD, DEFORMACION ELASTICA Y PLASTICA DE TRES TIPOS DE MODULOS ELASTOMERICOS EN EL POSTGRADO DE ORTODONCIA DE LA UNIVERSIDAD DE CUENCA PERIODO 2012 - 2013**”, reconozco y acepto el derecho de la Universidad de Cuenca, en base al Art. 5 literal c) de su Reglamento de Propiedad Intelectual, de publicar este trabajo por cualquier medio conocido o por conocer, al ser este requisito para la obtención de mi título de Especialista en Ortodoncia. El uso que la Universidad de Cuenca hiciere de este trabajo, no implicará afección alguna de mis derechos morales o patrimoniales como autor.

Cuenca, 15 de octubre de 2013

Flor Paulina Cedillo Chica

C. I. # 0104732698

INDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTO.....	iii
AUTORIA DE TESIS	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	vi
LISTA DE ABREVIATURAS	ix
LISTA DE TABLAS	x
LISTA DE FIGURAS.....	xi
RESUMEN.....	xii
ABSTRACT	xiii
CAPITULO I	1
INTRODUCCIÓN	2
CAPITULO II	3
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN.....	4
CAPITULO III	5
ESTADO DEL ARTE DE LA TEMÁTICA A INVESTIGAR	6
3.1 DEFINICIÓN DEL CAUCHO NATURAL	7
3.1.1 HISTORIA DEL CAUCHO NATURAL	7
3.1.2 ESTRUCTURA QUÍMICA DEL CAUCHO	8
3.2 CAUCHO NATURAL BRUTO	8
3.3 CLASIFICACIÓN DEL CAUCHO DE ACUERDO A LAS PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS DE LAS RESINAS QUE LAS CONSTITUYEN CAUCHO	9
3.4 CAUCHO SINTÉTICO	11
3.5 ELASTÓMEROS URETÁNICOS.....	11
3.6 TÉCNICAS DE MOLDEO DEL CAUCHO	12
3.7 APLICACIONES CLINICAS DE LOS ELASTOMEROS DE ORTODONCIA.. ..	14
3.8 EFECTOS DE LOS CAMBIOS AMBIENTALES EN LOS ELASTÓMEROS.....	14
3.9 MÓDULOS ELASTÓMERICOS	15
3.10 TIPOS DE LIGAS ELASTOMERICAS DE ACUERDO A SU COMPOSICIÓN	20
3.11 TIPOS DE MÓDULOS ELASTOMERICOS DE ACUERDO A SU MARCA.....	22

3.12 CONCEPTOS DE ESFUERZO Y DEFORMACIÓN PARA LOS ELASTÓMEROS	24
CAPITULO IV	29
4.1 OBJETIVOS	30
4.1.1 OBJETIVO GENERAL	30
4.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	30
CAPITULO V	31
5.1 MATERIALES Y MÉTODO	32
5.1.1 ASPECTOS GENERALES DEL ESTUDIO	32
5.1.2 DEFINICION DEL UNIVERSO Y MUESTRA DEL ESTUDIO	32
5.1.3 CRITERIOS PARA LA SELECCIÓN DE LA MUESTRA	32
5.1.4 MÉTODO	32
5.1.5 PROCEDIMIENTO Y TÉCNICA	33
5.1.6 INTERPRETACIÓN ESTADISTICA DE LOS RESULTADOS	36
CAPITULO VI	37
6.1 RESULTADOS	38
<u>Tabla N° 1</u>	38
Tabla N° 2	39
<u>Tabla N° 3</u>	40
Tabla N° 4	41
Tabla N° 5	43
<u>Tabla N° 6</u>	46
Tabla N° 7	47
Tabla N° 8	48
<u>Tabla N° 9</u>	49
Tabla N° 10	51
Tabla N° 11	52
CAPITULO VII	56

7.1 DISCUSIÓN	57
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	61
REFERENCIA BIBLIOGRAFICA	63
ANEXOS	69

LISTA DE ABREVIATURAS

(ν) COEFICIENTE DE POISSON

(ϵ) deformación

(ϵ trans) deformación transversal

(ϵ long) deformación longitudinal

(s) Longitud inicial

(s') Longitud final o deformada

(L_0) Longitud inicial

(L_1) Longitud Final

LISTA DE TABLAS

Tabla N° 138

Tabla N° 239

Tabla N° 340

Tabla N° 441

Tabla N° 543

Tabla N° 646

Tabla N° 7.....47

Tabla N° 848

Tabla N° 949

Tabla N° 1051

Tabla N° 1152

LISTA DE FIGURAS

Figura Nº 1	12
Figura Nº 2	13
Figura Nº 3	20
Figura Nº4- 5	21
Figura Nº 6	24
Figura Nº7- 8	26
Figura Nº 9-10-11	35
Figura Nº 12	40
Figura Nº 13	42
Figura Nº4 14	55
Figura Nº 15-16	69

RESUMEN

Se realizó un estudio experimental in vitro para determinar el módulo elastomérico de mayor efectividad en el tratamiento ortodóncico. Se escogieron tres marcas de módulos elastoméricos 40 módulos de cada marca que fueron Morelli, Tp Orthodontic, yOrmco, las cuales se usaron 20 en medio seco y 20 en medio húmedo, a los cuales se les analizaron por un período de 28 días para ver en que momento se producía la deformación elástica y plástica.

Los resultados fueron procesados en el programa de Datos Statical Package for Social Science (SPSS), para relacionar las variables dependientes e independientes y se encontró que no existe una diferencia estadísticamente significativa entre las marcas y que todas pueden ser usadas para la fase inicial de alineamiento y nivelamiento.

Se llegó a la conclusión de que el medio húmedo aumenta el grado de deformación de los módulos elastoméricos relacionado con el medio seco. También los módulos (super slick) Tp Orthodontic son los que mejor respondieron a las pruebas a las que fueron sometidas. Los módulos de marca Ormco debido al diámetro externo e interno que desde las mediciones iniciales son más pequeños que las otras dos marcas tiene mayor probabilidad de sufrir ruptura al momento de colocar las ligas en los brackets como ocurrió en este estudio.

ABSTRACT

An experimental study was performed in vitro to determine the most effective module elastomeric in the orthodontic treatment. We chose three brands of elastomeric modules 40 modules each brand that were Morelli , Tp Orthodontic, andOrmco, which is used in dry 20 and 20 in wet , to which they were analyzed for a period of 28 days to see moment occurred when elastic and plastic deformation .

Results were processed in the program Statical Data Package for Social Science (SPSS), to relate the dependent and independent variables and found that there is no statistically significant difference between brands and they can all be used for the initial alignment and leveling.

Is concluded that the wet environment increases the degree of deformation of the elastomeric modules related dry environment. Modules (super slick) Orthodontic Tp are best responded to the tests they were subjected. Ormco brand modules due to external and internal diameter from baseline measurements are smaller than the other two brands are more likely to suffer when placing break leagues in brackets as in this study.

LISTA DE TABLAS

Tabla N ⁰ 1.....	28
Tabla N ⁰ 2.....	28
Tabla N ⁰ 3.....	29
Tabla N ⁰ 4.....	30
Tabla N ⁰ 5	31
Tabla N ⁰ 6.....	32
Tabla N ⁰ 7.....	33
Tabla N ⁰ 8.....	34
Tabla N ⁰ 9.....	35

CAPÍTULO I

1.1 Introducción

Para realizar un tratamiento de Ortodoncia con una técnica convencional se necesita de tres elementos básicos que son brackets, aleaciones metálicas en forma de alambres con diferentes formas y calibres, de los elásticos de látex y elastómeros sintéticos; con los cuales ajustamos los alambres a los brackets permitiendo el movimiento de los dientes para conseguir nuestros objetivos terapéuticos. Existen elastómeros de látex y poliuretano, sin recubrimiento y con recubrimiento polimérico, estas últimas son las más usadas en la actualidad.

Por esta razón con este trabajo se escogieron tres tipos de módulos elastoméricos de diferentes marcas, se observaron los cambios dimensionales que sufrieron al ser sometidos a una fuerza, la relación de la dimensión de la ligadura y la fuerza, también se midió su diámetro interno y externo antes de ser sometido a una fuerza y luego se realizarán mediciones a los 7, 14, 21 y 28 días y se compararon los resultados en cuanto a su deformación elástica y plástica, para determinar la mejor opción en la clínica de Ortodoncia, para ello se compararon cada opción después de simular pruebas de tracción, deformación elástica y plástica. Con este procedimiento tratamos de replicar lo que ocurre en la boca durante los 28 días que el paciente de Ortodoncia utiliza los módulos elastoméricos, verificar su efectividad y la mejor opción que podremos utilizar en la consulta de Ortodoncia.

Las marcas de módulos elastoméricos que se estudiaron fueronOrmco, Morelli y TP Orthodontic que son las más comercializadas en nuestro medio.

CAPÍTULO II

2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACION DEL ESTUDIO

Los módulos elastoméricos o elastómeros usados en Ortodoncia son importantes para permitir el movimiento dental manteniendo una baja fricción, cuando los elastómeros se encuentran en el medio bucal sufren un proceso de deformación elástica y luego plástica por lo que deben cambiarse con relativa frecuencia, para evitar que se desplacen espontáneamente y que además se inactiven en la función que realizan, constituyendo un serio problema en la práctica clínica de nuestra especialidad.

Existen diferentes tipo de elastómeros que se comercializan en nuestro país, cada casa comercial expone las ventajas de sus productos, sin embargo, no se ha comprobado hasta el momento, de forma científica, cuál de ellas resiste mayor tiempo a la deformación plástica o permanente en el medio bucal, ni la pérdida de otras cualidades útiles en el tratamiento ortodóncico.

CAPÍTULO III

ESTADO DEL ARTE DEL TEMA A INVESTIGAR

3.1 DEFINICIÓN DEL CAUCHO NATURAL

El caucho natural es un elastómero formado por una estructura tridimensional reticulada de enlaces cruzados. Sus propiedades elásticas dependen de las largas cadenas moleculares irregulares y retorcidos, tiene enlaces covalentes entre diferentes átomos, como el azufre con carbón.

Cuando el látex elástico carga una cierta fuerza más allá de su límite de estrés, la fatiga comienza en los puntos débiles traídos por su superficie o en el interior por la falta de homogeneidad. Al mismo tiempo, la fricción entre las cadenas moleculares también causa fatiga dinámica. Las propiedades físicas y químicas del látex elástico de Ortodoncia provocan fatiga y fuerza de relajación dando como resultado decaimiento de la fuerza que se acentúa en el medio oral.

3.1.1 HISTORIA DEL CAUCHO NATURAL

El caucho natural es una goma natural, blanca y lechosa, originaria de la región Amazónica. Desde mucho antes de la llegada de los europeos a América, ciertos indígenas del Amazonas llamaban al caucho como *cautchouc*, o "árbol que llora", y lo usaron para hacer vasijas y láminas a prueba de agua.

En Brasil, el caucho natural era conocido como *Hevea brasiliensis*, los habitantes usaban el látex en una rueda de paletas de madera que hacían girar en medio del humo producido por una hoguera y al repetir las inmersiones obtenían una bola de caucho ahumado. (2)

En 1839, por accidente, un inventor de Boston, Charles Goodyear dejó caer una mezcla de caucho y de azufre sobre una estufa caliente. Fue el principio de la vulcanización. Poco tiempo después ortodoncistas como Baker, Case y Angle comenzaron a emplearlo en los tratamientos de ortodoncia. (1)

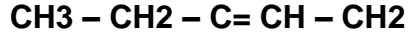
Para 1925 se abarató el proceso usando butadieno, que a su vez se obtenía del butano y butileno, subproductos del petróleo que se convirtió en la principal materia prima para la obtención del caucho.

En la actualidad el Hevea se cultiva en grandes plantaciones, en las que se utilizan injertos de variedades genéticamente modificadas para optimizar la producción de látex. Las zonas de mayor producción son China, México, Vietnam y Brasil. (3-4)

El caucho químicamente es un polímero elástico, cis-1,4-polisopreno, polímero del isopreno o 2 metilbutadieno. C_5H_8 que surge como una emulsión lechosa (conocida como látex).

3.1.2 ESTRUCTURA QUIMICA DEL CAUCHO

Grupo de hidrocarburos (C_5H_8)



CAUCHO (BLANDO Y FLEXIBLE)

CONFIGURACIÓN CIS

3.2 CAUCHO NATURAL BRUTO

El caucho natural se obtiene directamente del árbol por medio del “sangrado”, es decir se realiza un corte en forma de ángulo en la corteza profundizando hasta el cambium. Se recoge el jugo lechoso y viscoso en un recipiente. Esta secreción es el producto de desecho proveniente del protoplasma celular por reacciones bioquímicas de polimerización, catalizadas por enzimas y que cuanto más se extrae más se regenera. El látex fresco se transforma en caucho seco por medio de procesos químicos con sustancias coagulantes.

El látex contiene:

30 a 36 % hidrocarburo de caucho

0,30 a 0,7% de cenizas

1 a 2 % de proteínas

2% de resina

0,5% quebrachitol

60% de agua

3.3 CLASIFICACION DE LOS PLASTICOS DE ACUERDO A LAS PROPIEDADES FISICAS Y QUÍMICAS DE LAS RESINAS QUE LOS CONSTITUYEN

Termoplásticos: Son resinas con una estructura molecular lineal que se obtienen en procesos de polimerización o de policondensación y que durante el moldeo en caliente no sufren ninguna modificación química. El calor funde las resinas que luego se solidifican rápidamente, al contacto con las paredes del molde y con el aire. El calentamiento repetido da como resultado degradación de la resina.

Termifijos ó termoestables: Las resinas termofijas se obtienen, también por polimerización o policondensación, pero sólo se pueden fundir una vez. Se caracterizan por tener una estructura molecular reticulada o entrelazada que experimenta cambios químicos irreversibles debido al calor. El grupo de las resinas termofijas se moldea en máquinas de inyección automáticas o en prensa.

Elastómeros o Polímeros elásticos: Son hules naturales, también llamados gomas o cauchos. Todos los elásticos sintéticos se caracterizan por tener una elevada elongación que va desde el 200% hasta el 1000% sin sufrir daño

permanente. Alcanzan sus valores máximos después de un tratamiento de vulcanización o curado con Azufre o con peróxidos.

Vulcanización: Es un proceso que transforma la estructura molecular de los hules, los que después de ser tratados con azufre o con peróxidos se vuelven más resistentes a la acción de los agentes químicos externos. Las propiedades elásticas se conservan durante largos períodos, si las condiciones ambientales y las temperaturas de trabajo se mantienen dentro de los límites adecuados para el material.

Cauchos termoplásticos: Son del grupo de los elastómeros, poseen buenas propiedades elásticas y no contienen agentes reticulantes, por lo que no requieren ser vulcanizados. El moldeo por inyección es el proceso típico de transformación.

A los cauchos naturales y resinas sintéticas se les agregan refuerzos o rellenos químicos plastificantes, estabilizantes y colorantes para que tengan mayores propiedades físicas y químicas.

Los valores **de absorción de agua afectan el peso del material y lo degradan; mientras menor capacidad para absorber agua mayor estabilidad dimensional.**

Las variables más influyentes en el comportamiento mecánico y estabilidad dimensional de los elásticos son:

- ✓ Variación de las temperaturas de trabajo y la absorción de agua
- ✓ Duración de la aplicación de la carga
- ✓ Cantidad de deformación plástica
- ✓ Esfuerzos dinámicos de larga duración, que provocan roturas por fatiga
- ✓ Envejecimiento y almacenamiento inadecuado

- ✓ Degradación producida por químicos, exposición a la luz y medio ambiente
- ✓ Defectos en la estructura molecular de las piezas moldeadas

Dentro de sus propiedades físicas, el caucho natural bruto varía con la temperatura, cuando es baja se vuelve rígido y con altas temperaturas pasado los 1000 °C se ablandan y sufren alteraciones permanentes.

El color del látex de *Hevea brasiliensis* varía según las condiciones climáticas de año, pueden ser blanco, amarillo, gris o rosado. (4)

3.4 CAUCHO SINTÉTICO

Es un tipo de elastómero, ó un polímero. Un elastómero es un material con la propiedad mecánica de poder sufrir mucha más deformación elástica bajo estrés que la mayoría de los materiales y aún así regresar a su tamaño previo sin deformación permanente. El caucho sintético sirve como un sustituto del caucho natural en muchos casos, pero ninguno de los cauchos sintéticos producidos hasta la fecha poseen todas las características del caucho natural, por ello a estos polímeros se los clasifican como sustitutivos del caucho, elastómeros o elastoprenos.

3.5 ELASTÓMEROS URETÁNICOS

Polímeros uretánicos son los más nuevos entre los plásticos. Los módulos elastoméricos también se realizan con este elemento actualmente, ya que son sintetizados por un proceso de reacción de poliésteres y polieteres con isocianatos para producir una compleja estructura con uretano. Tienen un bajo costo por lo que son muy usados. Entre sus propiedades físicas tiene alta resistencia a la tracción y desgarramiento, buena elongación, excelente resistencia a la oxidación y a la abrasión, y tiene un amplio rango de dureza, por ello es muy usado en Ortodoncia. (3)

Rango de temperatura útil está entre – 200 °C a +1200 °C.

Usados en aplicaciones mecánicas que necesitan resistencia a la flexión, abrasión y corte. Duran tres veces más que los elaborados de caucho natural. (2)

3.6 TÉCNICAS DE MOLDEO DEL CAUCHO

3.6.1 Moldeo por compresión: Es una técnica en la cual la materia prima en forma de polvo es introducida en un molde calefactado a una temperatura de entre 140 °C y 160 °C, y sometida a una elevada presión. El calor y la presión se mantienen hasta que la reacción finaliza. Al cabo de unos minutos determinados a partir del espesor de la pieza se produce la plastificación y curado dentro del mismo molde, para luego retirar la pieza terminada.

Este método de moldeo es utilizado para producir interruptores de electricidad y porta fusibles, electrodomésticos, maquinarias, medidores de gas y luz, entre otras aplicaciones. (fig. 1)

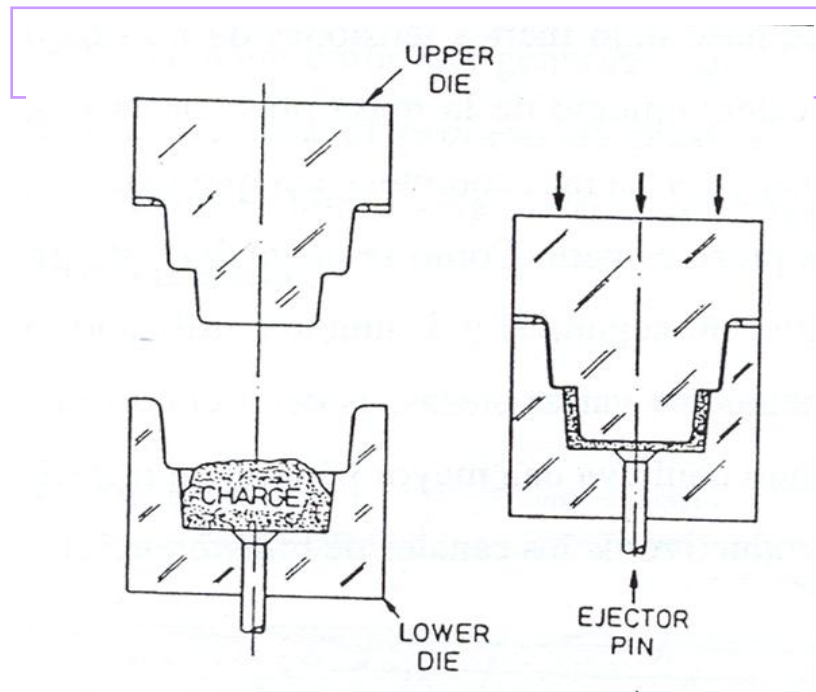


Fig. 1

Moldeo por compresión

3.6.2 Moldeo por transferencia: El proceso es similar al anterior, con la diferencia que la materia prima se precalienta antes de ser introducida en el molde y transferida hidráulicamente. Este sistema se usa generalmente en moldes con movimientos y que tenga hoyos, insertos, postizos, etc. (Fig. 2)

3.6.3 Moldeo por inyección: En el moldeo por inyección la materia prima es colocada en una tolva, y por gravedad cae dentro de la máquina que, a través de un tornillo calefactado, se inyecta a presión dentro del molde cerrado, con una temperatura inferior a la de la materia prima inyectada. Después de unos segundos se retira la pieza terminada. La presión de la inyección es alta, dependiendo del material que se está procesando. El moldeo por inyección es un proceso rápido, muy apto para producir gran cantidad de productos idénticos. Desde componentes de ingeniería de alta precisión hasta bienes de consumo de uso común. (Fig. 2)

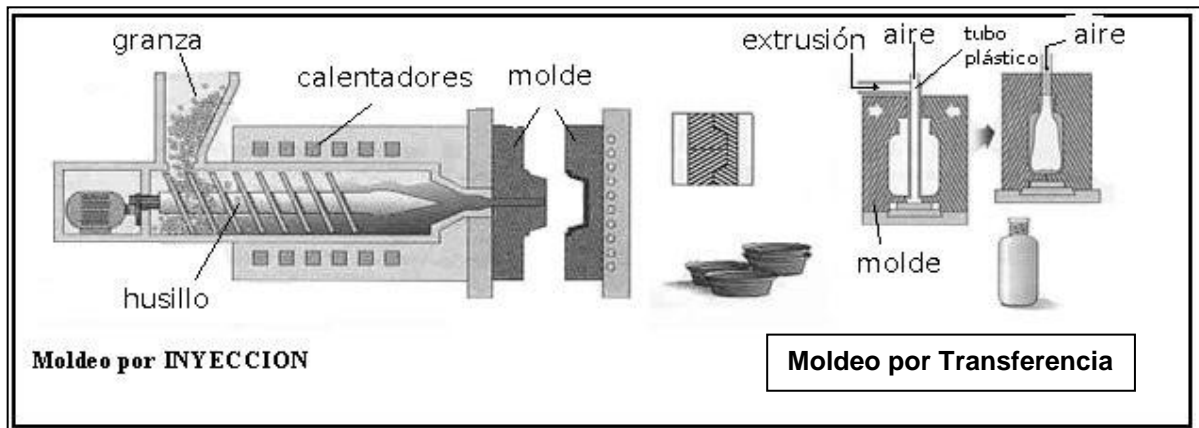


Fig. 2

Proceso de deshumificación

La deshumificación es un proceso mediante el cual, a través de un sistema automático, se coloca la materia prima a utilizar a niveles deseados de humedad que son propios de cada material y del producto que se desea fabricar.

Todas las materias primas higroscópicas deben ser sometidas a procesos de deshumificación.

Atemperadores de molde

Los atemperadores son sistemas por medio de los cuales es posible aumentar o disminuir la temperatura del molde durante el proceso de premoldeado. La temperatura que debe alcanzar el molde en esta instancia depende de la materia prima que se va a utilizar. En la mayoría de los casos la información sobre la temperatura de premoldeado es suministrada por el fabricante. (5, 6)

3.7 APLICACIONES CLINICAS DE LOS ELASTOMEROS EN ORTODONCIA

Los elastómeros son materiales plásticos que luego de sufrir deformación sustancial retornan, en forma rápida a su dimensión original. El primer reporte de uso de látex natural se hizo en 1880 y se utilizó para fuerzas interarcada. Después los usaron Case, Angle y Baker popularizándolos.

Los elásticos se utilizan para:

- ✓ Cerrar espacios postexodoncias
- ✓ Fijar alambre a las ranuras de los brackets
- ✓ Sistemas liberadores de fuerzas intrarco o interarco

En la actualidad se utilizan los poliuretanos y muy poco los cauchos sintéticos debido a sus propiedades mecánicas y bajo costo. (7, 8)

3.8 EFECTOS DE LOS CAMBIOS AMBIENTALES EN LOS ELASTOMEROS

- El Calor los afecta más que el frío
- El pH alcalino afecta más las cadenas de poliuretano
- Las enzimas salivales afectan las cadenas y las degradan
- La esterilización y desinfección con glutaraldehído no las afectan

- Las bacterias y especialmente los hongos atacan el poliuretano
- La exposición a las enzimas de la saliva reducen en forma significativa la resistencia a la fatiga y aumenta la hidrólisis reduciendo el peso molecular del polímero por las fisuras y cavidades que produce
- La exposición al ozono y luz solar rompe los enlaces dobles insaturados en las moléculas y reduce la flexibilidad y resistencia a la tracción
- Los elásticos en boca absorben humedad, agua y saliva (higroscópicos e hidrófilicos) produciendo destrucción molecular y deformación permanente del material.
- Los elásticos se agrandan y se manchan debido a que se llenan espacios vacios de la matriz de goma con detritus bacterianos y proteínas que luego se calcifican y dan lugar a una pérdida significativa de la fuerza. (9, 10, 11)

3.9 MODULOS ELASTOMERICOS

Son anillos pequeños e individuales que sirven para fijar el alambre al arco. Existen módulos elastoméricos de diferentes colores, desde las transparentes para pasar inadvertido, hasta las de colores, que dan un toque divertido al aspecto del aparato. Durante un mismo tratamiento de Ortodoncia se pueden utilizar unas u otras, ya que hay indicaciones especiales para cada una. Las fuerzas friccionales producidas por módulos elastoméricos varían de 50 a 150 gr. Las ligaduras elastoméricas son hechas a base de polímeros de poliuretano que están sujetos a la deformación permanente. (9) Ellos también se deterioran con el tiempo y en ambiente húmedo como resultado de la lenta hidrólisis. En estudios in vitro en condiciones secas y bajo condiciones de humedad (agua a 37 °C) han demostrado que las fuerzas de fricción generadas por módulos elastoméricos disminuyen durante la 3-4 semanas con una concurrente reducción de carga. Una reducción en la fuerza friccional se puede obtener mediante el estiramiento de una ligadura elastomérica al duplicar su diámetro inicial. Las ligaduras elastoméricas pueden ser colocado de manera convencional en un patrón de figura O ó puede

ser colocado en patrón de figura en 8 alrededor del bracket, la segunda opción aunque útil para asegurar la participación de arco completo en el interior de la ranura del bracket, produce fricción significativamente mayor que cuando se compara con la figura-O patrón. (12, 13)

Diferentes tipos de módulos están disponibles en el mercado, incluyendo módulos grises y claros, módulos con diferentes colores, módulos de fluoruro impregnado y recientemente, módulos lubricados. Módulos redondos claros producidos por moldeo de inyección que generan fuerzas friccionales más bajas en comparación con las fuerzas de fricción producidas por módulos fluorados impregnados de color, y módulos grises rectangulares producidas por corte. El uso de módulos lubricados también están asociados con una reducción de resistencia friccional. (14, 15)

La resistencia friccional debe reducirse al mínimo durante la mecánica de deslizamiento en el movimiento dental ortodóncico para poder generar fuerzas ligeras óptimas. Los principales factores que influyen en la resistencia friccional de Ortodoncia son: ancho del slot del bracket, tamaño del arco y sección del arco, pueden ser arcos redondos o rectangulares, torque en el bracket - interfaz alambre, condiciones de la superficie de los arcos, tipo de bracket convencional o autoligado, tipo y fuerza de ligación. (16) La ligadura de acero inoxidable tiende a producir menos fricción que las ligaduras convencionales elastoméricas, pero se debe tener en cuenta que las ligaduras de acero inoxidable requieren más tiempo en el sillón, por esta razón los módulos elastoméricos son considerados como sustitos de las ligaduras metálicas.

Existe una diversidad de módulos elastoméricos tanto en tamaño como en forma, entre ellos tenemos los módulos con protección externa de recubrimiento polimérico. Las ligaduras elásticas son elastómeros sintéticos de poliuretano, este material tiene mejor resistencia a la tracción y abrasión, debido a las mejoras logradas en sus enlaces químicos en el procesos químico de polimerización, así como una mejora obtenida gracias a la reducción del deterioro de sus propiedades

elásticas provocada por factores ambientales como calor, luz, sustancias químicas, envejecimiento natural, y otros factores asociados a su utilización. A pesar de ello algunas propiedades físicas aún siguen siendo deficientes cuando son expuestas a agresores provenientes del medio bucal. Además debemos recordar que estos materiales no tienen la capacidad de mantener niveles constantes de fuerza por períodos largos de tiempo.

Actualmente los fabricantes están perfeccionando las técnicas de fabricación de los módulos elásticos con el fin de reducir efectos indeseables en la caída de la fuerza generada por ellas. Con el avance de la tecnología se han desarrollado módulos elásticos con un recubrimiento a base de polímero, para modificar las características de su superficie, para reducir la fricción del arco y el bracket, aumentado los niveles de fuerza de las ligaduras, reduciendo la adhesión de bacterias y aumentando su resiliencia. (45)

Se ha comprobado que el método de ligado influye en la resistencia friccional y en la actualidad existen innumerables variedades de módulos elastoméricos para la sujeción del bracket y el alambre. La marca Tp Orthodontics introdujo un módulo elastomérico que al actuar en medios húmedos como en el medio bucal disminuye la fricción entre bracket y alambre casi al mismo nivel de los brackets de autoligado. Existen dos tipos de ligación usadas en Ortodoncia por medio de elastómeros y acero inoxidable. Los módulos elastoméricos proveen una fuerza de 225 gr una vez activados. (17)

La resistencia al deslizamiento es la suma de la resistencia friccional clásica con el binding elástico, ya que este último incrementa linealmente a lo largo del alambre con la angulación del bracket, donde la resistencia friccional se mantiene constante.

Los métodos de ligación afectan la resistencia friccional y es proporcional a la fuerza de ligación y al coeficiente de fricción al contacto con su superficie. El binding elástico en cambio está determinado por factores tales como la flexibilidad del arco, y dimensión del bracket, los cuales no están directamente influenciados por los métodos de ligación. (15)

La resistencia friccional incrementa en un 80%, si los módulos recubiertos no son sumergidos en saliva. Los módulos de silicona impregnada han mostrado que la resistencia friccional estática se reduce entre un 23 % a 43 % comparada con módulos no lubricados (15), en estado seco, e igualmente las concentraciones de la silicona en la superficie de los módulos es más elevada en estado seco, pero se elimina o suaviza con la saliva. Los módulos regulares mostraron una disminución significativa en la resistencia a la fricción después de ser sumergida en saliva, lo cual podría relacionarse con la fuerza de relajación (stress relaxation) en presencia de saliva, lo cual se debe a la capa lisa de recubrimiento protege a los módulos elásticos de este efecto, por tanto la deformación permanente de la ligadura está relacionada con la fuerza de relajación. Sin embargo una fricción baja en los métodos de ligación contribuye a un movimiento dental más eficiente (15).

Los elásticos son ejemplos de sistemas de fuerzas que se deterioran en muy poco tiempo, este cambio se acelera en la práctica odontológica, debido a la absorción de los líquidos al exponerlos al medio salival (2).

Existen tres propiedades básicas de los elásticos: rigidez, dureza y amplitud de trabajo. La fuerza ejercida es inconstante y después de 3 semanas la fuerza residual generalmente es del 5 % en el medio bucal debido al pH salival, bebidas, alimentos y placa dental que se asocian con la degradación de los elastómeros

La mayoría de autores indican que las ligaduras de acero inoxidable producen menos fricción que los módulos elastoméricos. Según otros estudios, las fuerzas

de fricción producidas por las ligaduras elastoméricas y ligaduras de acero inoxidable son similares. La ventaja en la colocación de los anillos elastoméricos es su rapidez por ello continúan siendo populares entre los clínicos. Además, la fuerza ejercida bajo las ligaduras de acero sueltas puede ser insuficiente para garantizar dar expresión debido a la adaptación incompleta del arco de alambre en el interior de la ranura del bracket. (17) Algunas manufactureras disminuyen la resistencia al añadir sustancias solubles (por ejemplo; fluoruros, sabores, colorantes y pigmentos brillantes); y cuando estas se disuelven dejan distorsiones y microfisuras en el material. Los grupos alfa-metilenos se consideran en el mecanismo de degradación de los poliuretanos, resultando en la pérdida de alcohol, alcanos y grupos cetona.

De acuerdo con Chimenti et al (10) en su estudio in vitro para evaluar el efecto de la variación en las dimensiones de ligaduras elastoméricas en la resistencia estática de fricción generada por deslizamiento de Ortodoncia mecánica en los segmentos bucales en estado seco indicaron que los módulos elastoméricos pequeños y medianos producen un significativo decrecimiento (13 -17%) en la fuerza friccional estática cuando es comparado con ligaduras grandes. El decrecimiento en fuerzas friccionales de módulos pequeños y medianos han sido atribuidos a su espesor más pequeño con respecto a las ligaduras grandes, los prototipos de ligaduras elastoméricas tratadas con una sustancia lubricante (silicona) determinaron la significativa disminución de la fuerza de fricción estática cuando se compara con los módulos no lubricados.

Un menor grosor de las ligaduras lubricadas con respecto a las no lubricadas podría contribuir a disminuir la resistencia friccional estática. Los módulos elastoméricos de silicona lubricados pueden reducir la fuerza de fricción estática en un 23 – 24% con respecto a los módulos pequeños y medianos no lubricados, y tiene un 36 – 43% en comparación con los módulos grandes no lubricados. (10)

De acuerdo con un estudio realizado por Taloumis et al (18, 19) en el cual ellos evaluaron la degradación de las fuerzas liberadas por ligaduras elastoméricas de

siete marcas comerciales, los módulos elásticos fueron mantenidos en saliva sintética a 37° C los niveles de fuerza fueron verificados en cinco momentos: inicial, 24 horas, siete días, 14 días y 28 días. Concluyeron que los elastómeros sometidos a calor tuvieron un efecto más pronunciado frente a las fuerzas de degradación y fuerzas de deformación permanente, también considerando la fuerza liberada, relación del espesor de las paredes de los módulos elastoméricos, diámetro interno y externo, la mayor pérdida de fuerza se produjo en las primeras 24 horas y las pruebas de degradación fueron similares entre todas las marcas. De acuerdo con De Génova et al (20, 21) se concluyó que al someter las cadenas elásticas a variaciones térmicas en el medio bucal entre 15 °C y 45 °C se produce mayor degradación de los elastómeros que a una temperatura no variable de 37 °C.

3.10 TIPOS DE LIGAS ELASTÓMICAS DE ACUERDO A SU COMPOSICIÓN:

ELÁSTICOS DE LÁTEX: Elásticos látex de grado médico-quirúrgico, empaquetados en códigos de color. Generalmente los elásticos son de color ámbar, aunque también están disponibles en elásticos de color.

ELÁSTICOS SIN LÁTEX (NO LATEX): Son realizados en resina de grado médico, de apariencia cristal clear (cristal transparente). Presentan iguales fuerzas y tallas que los elásticos látex, no absorben agua, tienen mayor durabilidad y gran aceptación por parte del paciente.

DISPENSE-A-STIX: Diseñados para un solo paciente, 24 ligaduras por dispensador para reducir el riesgo de contaminación cruzada. El material elastomérico utilizado para la fabricación es altamente resiliente. Las ligaduras tienen 3 mm. (.120”) de diámetro exterior. Los colores pueden ser pedidos individualmente o solicitar un paquete de colores surtidos. (fig. 3)



Fig. 3

LIGADURAS ELÁSTICAS DE BAJA FRICCIÓN: Ultradeslizantes.

Con aditivo de silicona, excelente elasticidad y recuperación, fáciles de colocar, colores: transparentes, gris y plateado. (Fig. 4)



Fig. 4

E-CHAIN (CADENA ELÁSTICA):

Estampado de materiales brillantes de poliuretano, altamente resilientes, de 0,46 mm (.018") de diámetro que resisten el ataque del ambiente oral. Disponibles en colores gris y claro están hechos de material "thermoset". Todos los colores son de material termoplástico. (1) (Fig. 5)

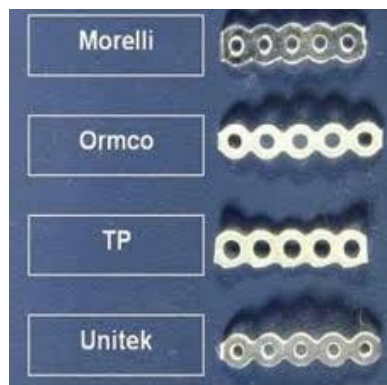


Fig. 5

Cuando se coloca por primera vez una cadena elástica produce una fuerza aproximadamente de 250 a 300 grs. En el caso sobre todo de la fuerza intraoral, se verifica una sensible pérdida de fuerza (aproximadamente el 10 %) después de la primera hora de aplicación. (6)

Las cadenas tensadas de molar a molar producen inicialmente una fuerza de 400 mg. en la arcada superior y 350 mg en la arcada inferior se recomienda la extensión de los elásticos hasta tres veces su longitud para obtener el nivel de fuerza deseado.

Los módulos elastoméricos recubiertos con metafasix covalente unido como es la super slick de TP Orthodontics, han sido creados para reducir la fricción de la ligación en un 60% comparada con módulos no recubiertos con propiedades elásticas similares de la misma marca. (43)

Khambay en su estudio encontró diferencias significativas en el promedio de fuerza en el arco con diferentes métodos de ligación, y también se registró que el modulo gris elástico produce una baja fuerza en el arco y la ligadura de acero inoxidable produce mayor fricción. (44)

3.11 TIPOS DE MODULOS ELASTOMERICOS DE ACUERDO A SU MARCA

TP ORTHDONTICS, De tecnología metafasix recientemente desarrollada por la industria ortodóncica para mejorar la calidad del producto elastomérico. Estas ligas elastoméricas son insolubles en el agua, presentan una cubierta de polímero hidrogel, que transforma la superficie de poliuretano del elastómero cuando se humedece, en una gran superficie lisa, con lo cual baja la fricción. Esta tecnología ayuda a reducir la adherencia de bacterias ya que las ligas elastoméricas presentan una superficie pulida y lubricada.

Los módulos con recubrimiento de forma covalente Metafasix (Super-slick, TP Ortodoncia, LaPorte, Ind) reducen la fricción de la técnica de ligadura de 60% en comparación con módulos sin recubrir, con similares propiedades elásticas de la misma marca, a pesar de que otros han informado de que los módulos con recubrimiento no producen menos fricción que módulos sin recubrimiento. (16 , 21)

Estas nuevas ligaduras podrían ser efectivas para controlar las bacterias de las unidades formadoras de colonias, lo que reduce el riesgo de esmalte desmineralizado durante terapia ortodóncica. (21, 29)

MÓDULOS ELASTOMÉRICOS UNITEK con protector, está diseñada para usarse con brackets de cerámica para proteger las superficies oclusales opuestas contra posible desgaste del esmalte. Los módulos son una combinación de la ligadura (con diámetro externo de 0.124 pulgadas, 3.1 mm) y el protector, de manera que no es necesario usar una segunda ligadura para mantener el arco en su lugar. Los módulos vienen en convenientes discos de aplicación y son adecuados para un solo uso.

Para asegurar la colocación adecuada, debemos comenzar la ligación desde la porción gingival del bracket y estirar a través de las otras alas para asegurar el ligado del bracket. Estos módulos se pueden usar en situaciones cuando los brackets del arco inferior entrarán en contacto con los maxilares (por ejemplo en

casos de mordida profunda, puntas largas de las cúspides, durante la terminación del caso, etc.). (21- 22)

El uso adecuado de estos módulos reducirá el riesgo de desgaste iatrogénico del diente causado por un bracket de cerámica opuesto.

REF 406-429 Ligadura elastomérica con protector, plateada.

REF 406-430 Ligadura elastomérica con protector.

LIGADURAS ELÁSTICAS AMERICAN ORTODONTICS– UNISTICKS

American Orthodontics fabrica todas sus ligaduras elásticas con un material plástico libre de látex, hipoalergénico y aprobado por la Food and Drug Administration – **FDA**. Las ligaduras permiten ataduras dobles y en forma de 8, debido a su gran elasticidad. Cada bastón contiene 24 ligaduras.

ELASTÓMEROS ORMCO

Son libres de látex, han sido considerados por mucho tiempo un estándar dentro de la industria de la Ortodoncia. Ahora presentan mayor tiempo de vida útil, brindando mayor confiabilidad. Las barras cortas son para uso individual, evitando la contaminación cruzada. Disponibles en 24 colores vibrantes. Corte seccional plano para mejor ajuste a las aletas. Paquete de 1,000 (100 barras/10 por barra). (23, 24)

3.12 CONCEPTO DE ESFUERZO Y DEFORMACIÓN PARA LOS ELASTOMEROS

Deformación: Es el cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a esfuerzos internos producidos por la aplicación de una o más fuerzas sobre el mismo o la ocurrencia de dilatación térmica.

La magnitud más simple para medir la deformación es lo que en ingeniería se llama **deformación axial** o **deformación unitaria**, se define como el cambio de longitud por unidad de longitud:

Su fórmula es:

$$\varepsilon = \frac{\Delta s}{s} = \frac{s' - s}{s}$$

Donde s es la longitud inicial de la zona en estudio y s' la longitud final o deformada. (25 -26)

La **Deformación Unitaria (Du)** se obtiene dividiendo el cambio en la longitud, es decir la longitud inicial (L_0) menos la longitud final dando (L) como resultado la deformación total.

FORMULA:

$$Du = L_0 - L$$

Fig. 6

DEFORMACIÓN ELÁSTICA: También conocida como reversible o no permanente, el cuerpo recupera su forma original al retirar el esfuerzo que provoca la deformación. En este proceso de deformación el material varía su estado por la tensión y aumenta su energía interna en forma de energía potencial elástica, ya que pasa por cambios termodinámicos reversibles.

DEFORMACIÓN PLÁSTICA: Es el modo de deformación en que el material no regresa a su forma original después de retirar la carga aplicada. Esto sucede porque en la deformación plástica el material experimenta cambios termodinámicos irreversibles y adquiere mayor energía potencial elástica. Cuando un material está en tensión, sus dimensiones varían. Por ejemplo, la tracción causará un aumento de longitud. El cambio dimensional provocado por las tensiones se denomina deformación. En el comportamiento elástico, la deformación producida en un material al someterle a tensión cesa totalmente, recuperándose el estado inicial al cesar la tensión. Muchos materiales poseen un límite elástico determinado y cuando se someten a tensiones se deforman

elásticamente hasta ese límite. Más allá de este punto la deformación originada no es directamente proporcional a la tensión aplicada, y tampoco porque esta deformación no se puede reparar. Si cesa la tensión, el material quedará en estado de deformación permanente o plástica. (29)

CONSIDERACIONES SOBRE LA DEFORMACIÓN

La deformación de un elastómero está relacionado con los esfuerzos, tiempo y temperatura, pero excluye cualquier consideración con respecto a fallas, excepto cuando se quedan definidos en términos de tensión límite específica que pueda tolerarse en el diseño.

DEFORMACIÓN PROGRESIVA: El creep o deformación progresiva es estudiada sometiendo una muestra del material plástico a un esfuerzo constante de tracción y observando la deformación que se produce a medida que transcurre el tiempo. Generalmente se debe dejar transcurrir un período largo de tiempo para poder evaluar la vida útil de dicho elemento. Los fenómenos progresivos como la relajación de la tensión aplicada son aspectos complementarios del comportamiento de los elastómeros.

La deformación elástica se produce siempre y cuando el material tenga la capacidad de recuperar sus dimensiones originales cuando deja de aplicarse la carga. La deformación permanente se produce pasado el 6 % de la deformación de cualquier material plástico, pero este valor también depende de la temperatura.

La principal complicación en la relación esfuerzo /deformación en los elastómeros es que no es lineal; puesto que para los metales esta relación para fuerza de tracción es prácticamente una recta y la pendiente de esta recta se conoce como “modulo de elasticidad o de Young” y es independiente de la temperatura. Se debe tener en cuenta la teoría clásica de la elasticidad, en la cual se deben tener en cuenta esfuerzos variables, tiempo y temperatura en el módulo de tracción del creep.

El **coeficiente de Poisson** (ν) es una constante elástica que proporciona estrechamiento de sección de un prisma elástico lineal o isótropo, cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la del estiramiento.

Materiales isótropos Cuando se quiere medir el coeficiente de Poisson de un material plástico, aplicamos fuerza de tracción sobre la base superior e inferior, se producirá un alargamiento longitudinal producido dividido por el acortamiento de una longitud situada en un plano perpendicular a la dirección de carga aplicada. (Fig. 7)

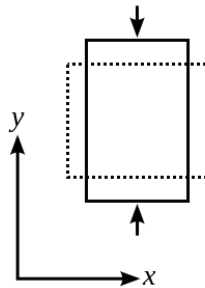


Fig. 7

Material isótropo

Fórmula del coeficiente de deformaciones ó de Poisson es:

$$\nu = - \frac{\epsilon_{trans}}{\epsilon_{long}}$$

Fig. 8

Para un material isótropo elástico incompresible es igual a 0,5. La mayor parte de los materiales usados en ingeniería tienen un coeficiente de Poisson de 0,0 y 0,5 aunque algunos materiales compuestos (llamados materiales auxéticos) tienen coeficiente de Poisson negativo.

De acuerdo con la ley de Hooke generalizada se indica que al deformarse un material en una dirección producirá deformaciones sobre los demás ejes, lo que a su vez producirá esfuerzos en todos los ejes.

ENSAYOS DE TRACCIÓN:

Para conocer las cargas que pueden soportar los materiales, se efectúan ensayos para medir su comportamiento en distintas situaciones. El ensayo destructivo más importante es el ensayo de tracción en donde se coloca una probeta en una máquina de ensayo consistente de dos mordazas, una fija y otra móvil. Se procede a medir la carga mientras se aplica el desplazamiento de la mordaza móvil. (30)

PROPIEDADES MECÁNICAS OBTENIDAS MEDIANTE EL ENSAYO DE TRACCIÓN

LÍMITE DE ELASTICIDAD O MÓDULO DE ELASTICIDAD:

Es la tensión máxima que se ejerce sobre un material elástico sin sufrir deformación permanente. Al aplicar tensiones superiores al límite elástico, el material experimenta deformación permanente y no recupera su forma original al retirar la carga. Un material sometido a tensiones inferiores al límite de elasticidad se produce deformación temporal de acuerdo a la ley de Hooke. Si las tensiones superiores al límite elástico continúan aumentando el material alcanza su punto de fractura. (32)

Resistencia a la rotura (σ rotura):

La resistencia a la rotura no es una propiedad, sino el resultado de un ensayo de tracción, es la carga necesaria por unidad de sección para producir la rotura del material ensayado. (33, 34)

Ductilidad en tensión:

La ductilidad es la propiedad mecánica que hace referencia a la habilidad que tiene un material para ser deformado plásticamente sin fracturarse. (35 , 36)

Alargamiento a la rotura: Se expresa el porcentaje de deformación plástica que presenta un material hasta su fractura con respecto a la longitud calibrada. Un material muy dúctil presenta un alargamiento grande, mientras que un material poco dúctil presentar alargamiento menor. (37 , 38)

CALIBRADOR O VERNIER:

Es conocido también como pie de rey, consiste usualmente en una regla fija de 12 cm con precisión de un milímetro, sobre la cual se desplaza otra regla móvil o reglilla. Este instrumento de precisión nos ayudará a medir pequeñas longitudes, medidas de diámetros externos e internos y profundidades.

El calibre o pie de rey es insustituible para medir con precisión elementos pequeños (tornillos, orificios, pequeños objetos, etc). La precisión de esta herramienta llega a la décima e incluso a la media décima de milímetro. (21, 39)

CAPÍTULO IV

4.1 OBJETIVO

4.1.1 OBJETIVO GENERAL:

Determinar el módulo elastomérico de mayor efectividad en el tratamiento ortodóncico.

4.1.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS:

- Medir la capacidad de deformación elástica in vitro de tres marcas de módulos elastoméricos (Ormco, Tp Orthodontic, Morelli) en medio seco y húmedo.
- Medir la capacidad de deformación plástica in vitro de los módulos elastoméricos antes mencionados en medio seco y húmedo.
- Determinar la liga elastomérica de elección según su capacidad de deformación elástica y plástica en medio seco y húmedo.

CAPÍTULO V

5.1 MATERIALES Y MÉTODO:

5.1.1 ASPECTOS GENERALES DEL ESTUDIO

MATERIALES: 3 arcos redondos de acero 0.016, 6 bloques formados por 10 dientes, Brackets American Orthodontic para premolares, incisivos centrales superiores, y caninos, slot 0,022 técnica de Roth, módulos elastoméricos: 40 marcaOrmco, 40 Tp Orthodontic, y 40 marca Morelli, calibrador tipo Vernier o pie de rey digital, saliva artificial.

5.1.2 DEFINICIÓN DEL UNIVERSO Y MUESTRA DEL ESTUDIO

UNIVERSO DEL ESTUDIO: Fueron utilizados 300 módulos, se seleccionaron 40 módulos de cada marca al azar.

MUESTRA DEL ESTUDIO: LA MUESTRA SE OBTUVO MEDIANTE LA FORMULA: $M = (Z^2 pq) / e^2$ **M= 40 módulos por marca**

Se escogieron en total 120 módulos elastoméricos, 40 módulos por cada marca, de los cuales se utilizaron 20 módulos en medio seco y 20 módulos en medio húmedo por marca respectivamente.

5.1.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LA MUESTRA

CRITERIOS DE INCLUSION:

- Ligas elastoméricas de las marcas Morelli, Tp Orthodontic, Ormco con los mismos períodos de caducidad.

CRITERIOS DE EXCLUSION:

- Módulos elastoméricos caducados ó con diferentes fechas de caducidad
- Módulos elastoméricos de otras marcas no seleccionadas para el estudio

5.1.4 MÉTODO: Estudio descriptivo experimental y de observación in vitro en una muestra estratificada de módulos elastoméricos de tres casas comerciales Tp Orthodontic,Ormco, y Morelli.

5.1.5 PROCEDIMIENTO PARA EL ESTUDIO:

Se realizó un estudio experimental in vitro, en el que se analizaron tres marcas de módulos elastoméricos que fueron Ormco (color gris), Tp Orthodontic (color amarillo) y Morelli (color rosado) , para evaluar su capacidad de deformación elástica y plástica durante su uso, por un período de 28 días. Las pruebas se desarrollaron en medio seco y húmedo que simuló la saliva, conocido como saliva artificial cuya composición química es la siguiente: Potasio cloruro 0,6 g- Potasio dihidrógeno fosfato 0,17 g- sodio cloruro 0,42 g- calcio cloruro 0,148 g- magnesio cloruro 0,025 g.; carboximetilcelulosa 5 g. sorbitol15 g y agua purificada 500 ml. El medio acuoso para la prueba se lo hizo en un recipiente de cristal con un calentador eléctrico para conseguir una temperatura de 37 °C, y para controlar la temperatura se uso un termómetro ambiental que estuvo colocado todo el tiempo durante la fase de prueba.

Se cementaron los brackets soldados de marca American Orthodontic con slot 0.022 de la técnica de Roth en los bloques formados por 10 dientes, luego se colocaron los arco de acero redondo 0.016 y se ligaron con los módulos elastoméricas de cada marca, 10 unidades de módulos por cada bloque, es decir se uso dos bloques para Morelli, dos bloques para Tp Orthodontic, y dos bloques para Ormco, los cuales fueron utilizados para la prueba in vitro en medio húmedo sumergiéndolos en una solución salina que simuló el pH salival y sus componentes; a una temperatura de 36,5 – 37 °C; y la prueba en medio seco se realizó en tres typodonts, un typodont para cada marca con sus 20 ligas elastoméricas respectivamente, 10 en los brackets del arco inferior y 10 en el arco superior.

Se realizaron dos grupos de estudio: el grupo 1 fue analizado en seco; el grupo 2 fue analizado en un medio acuoso, ambos grupos se estudiaron por un período de 28 días; se midieron con un pie de rey o Vernier el diámetro externo e interno, y espesor de los elastómeros antes de ser colocados, el primer día se hicieron 4 mediciones que fueron después de 1 hr, 7 hrs, 14 hrs. y 24hrs para evaluar la deformación elástica, luego se midió cada 7 días hasta llegar a los 28 días para saber cuanta deformación plástica sufrieron los elastómeros después de este periodo de tiempo. También se realizó la observación mediante el microscopio electrónico de barrido, donde se vio la pérdida de continuidad del módulo elastomérico.

El pie de rey ó calibrador digital estaba calibrado para medir unidades de longitud (mm). Para efectuar una medición, ajustamos el calibre al objeto a medir y lo fijamos. La pata móvil tiene una escala graduada (10 o 20 rayas, dependiendo de la precisión). Se realizó una medición directa del diámetro interno y externo del módulo elastomérico; después realizamos una medición indirecta por medio de la fórmula matemática para sacar la circunferencia de los módulos elastoméricos antes de someterse a la fuerza de tracción y después de sometida a la misma. (fig. 11)

Para realizar las mediciones sacamos la circunferencia de los módulos elastoméricos antes del procedimiento y después del procedimiento, usando la

Fórmula:

$$C = \text{diámetro} \times \pi$$

$$\pi = 3,14$$

Después comparamos los resultados que obtuvimos antes de someter a los elastómeros a las fuerzas de tracción y posterior a ellos para sacar el porcentaje de deformación que sufrieron los elastómeros de cada marca. (Fig. 9 y10)

Antes del procedimiento la medida será:

$C = 2\text{mm} \times 3,14$

$C = 6,28 \text{ mm}$ de circunferencia antes del experimento.

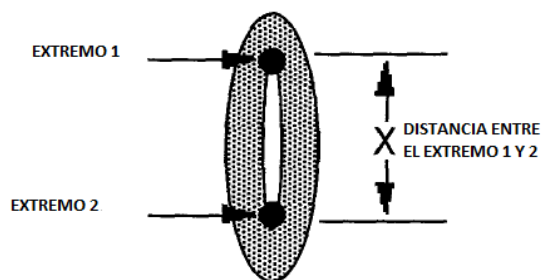


Fig. 9

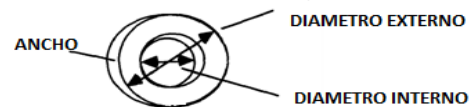


Fig. 10



Fig. 11 Calibrador Digital

5.1.7 INTERPRETACIÓN ESTADÍSTICA DE RESULTADOS

Una vez recopilada la información del procedimiento experimental mediante tablas elaboradas específicamente para este estudio, se ingresó la información en una matriz de datos del Programa de Computadora “Statistical Package for the Social Science” (SPSS) Versión 18.0 en español para Windows, y se procesó la información con estadística descriptiva e inferencial.

Las variables cuantitativas discretas se operacionalizaron en números (n) y porcentajes (%).

Se utilizaron tablas de contingencia para relacionar la deformación elástica y plástica en cuanto al periodo de tiempo de las pruebas, diámetro interno y externo de los módulos al igual que su espesor para estimar la asociación de las variables independientes y dependientes. Se utilizó la prueba de Chi Cuadrado para comparar la proporción. Se consideraron significativas las diferencias con un valor de $P < 0,05$ expresado en proporción.

Los resultados se presentaron en tablas de distribución de frecuencia y figuras recomendadas para la metodología y según la relevancia de los datos.

CAPÍTULO VI

6.1 RESULTADOS

TABLA 1. COMPARACION DE LAS MEDIDAS INICIALES Y 28 DESPUÉS DEL USO DE LOS MODULOS ELASTOMERICOS EN MEDIO SECO

		Espesor			DE			DI		
		Número de muestras	Media	D/s	Número de muestras	Media	D/S	Número de muestras	Media	D/S
Inicial	MORELLI	20	0,75	0,00	20,00	3,00	0,00	20,00	1,00	0,00
	TP									
	ORTHODONTIC	20	0,75	0,00	20,00	2,75	0,00	20,00	1,00	0,00
	ORMCO	20	0,75	0,00	20,00	3,00	0,00	20,00	1,00	0,00
7 Días	MORELLI	20	0,43	0,11	20,00	3,71	0,18	20,00	2,31	0,18
	TP									
	ORTHODONTIC	20	0,46	0,18	20,00	3,60	0,07	20,00	2,09	0,26
	ORMCO	20	0,60	0,07	20,00	3,49	1,29	20,00	2,15	0,73
14 Días	MORELLI	20	0,38	0,12	20,00	3,71	0,18	20,00	2,13	0,05
	TP									
	ORTHODONTIC	20	0,37	0,13	20,00	3,76	0,23	20,00	2,15	0,32
	ORMCO	20	0,36	0,10	20,00	3,96	0,01	20,00	2,15	0,73
21 Días	MORELLI	20	0,39	0,13	20,00	3,95	0,17	20,00	1,92	0,70
	TP									
	ORTHODONTIC	20	0,33	0,11	20,00	3,79	0,93	20,00	2,05	0,69
	ORMCO	20	0,36	0,09	20,00	3,88	0,11	20,00	2,53	0,70
28 Días	MORELLI	20	0,26	0,03	20,00	4,18	0,12	20,00	2,30	0,24
	TP									
	ORTHODONTIC	20	0,28	0,11	20,00	4,01	0,98	20,00	2,20	0,67

ORMCO	20	0,26	0,03	20,00	4,21	0,21	20,00	2,72	0,62
-------	----	------	------	-------	------	------	-------	------	------

Medias y Desviaciones estándar (medio seco)

La **Tabla 1** muestra las pruebas realizadas desde el inicio hasta los 28 días en medio seco, indica que la marca de módulo elastomérico que más durabilidad y menor deformación tiene durante su uso es TP Orthodontic.

TABLA 2. Diferencias entre medias y desviaciones estandar												
	D Inicial (medias)			D a 28 días (medias)			Diferencia de medias			Porcentaje de cambio		
Marca	Espesor	DE	DI	Espesor	DE	DI	Espesor	DE	DI	Espesor	DE	DI
MORELLI	0,75	3,00	1,00	0,26	4,18	2,30	0,49	1,18	1,30	- 65%	39 %	130 %
TP ORTHODONTIC	0,75	2,75	1,00	0,28	4,01	2,20	0,47	1,26	1,20	- 63%	46 %	120 %
ORMCO	0,75	3,00	1,00	0,26	4,21	2,72	0,49	1,21	1,72	- 66 %	40 %	172 %

En la **Tabla 2** se pudo observar que a los 28 días se produjo una pérdida del 65 % del espesor en la marca Morelli, 66% de pérdida del espesor para la marcaOrmco y 63 % de disminución del espesor para la marca TP Orthodontic.



Fig. 12 Módulos Ormco (gris) y Módulos Morelli (rosado) a los 28 días de uso

Al comparar el porcentaje de diámetro externo se pudo observar que éste aumento en un 39 % en la marca Morelli, en un 46% en la marca Tp Orthodontic y en un 40 % en la marca Ormco.

En el caso del diámetro interno se observó que Tp Orthodontic se estiró en un 120%, Morelli en un 130 % y Ormco en un 172%.

TABLA 3. COMPARACION DE LAS MEDIDAS INICIALES Y 28 DESPUÉS DEL USO DE LOS MODULOS ELASTOMERICOS EN MEDIO HUMEDO										
		Espesor			DE			DI		
		Númer o de muestr as	Medi a	Desviaci ón estandar	Númer o de muestr as	Medi a	Desviaci ón estandar	Númer o de muestr as	Medi a	Desviaci ón estandar
Inicial	MORELLI	20,00	0,75	0,00	20,00	3,00	0,00	20,00	1,00	0,00
	TP ORTHODON TIC	20,00	0,75	0,00	20,00	2,75	0,00	20,00	1,00	0,00
	ORMCO	20,00	0,75	0,00	20,00	3,00	0,00	20,00	1,00	0,00

7 Días	MORELLI	20,00	0,43	0,11	20,00	3,71	0,18	20,00	2,15	0,20
	TP									
	ORTHODON									
	TIC	20,00	0,41	0,17	20,00	3,66	0,16	20,00	2,15	0,32
	ORMCO	20,00	0,49	0,11	20,00	3,79	0,38	20,00	2,44	0,22
14 Días	MORELLI	20,00	0,40	0,11	20,00	3,77	0,17	20,00	2,20	0,10
	TP									
	ORTHODON									
	TIC	20,00	0,40	0,17	20,00	3,76	0,23	20,00	2,15	0,32
	ORMCO	20,00	0,49	0,11	20,00	3,79	0,38	20,00	2,44	0,22
21 Días	MORELLI	20,00	0,38	0,06	20,00	3,95	0,17	20,00	2,12	0,24
	TP									
	ORTHODON									
	TIC	20,00	0,33	0,11	20,00	3,79	0,93	20,00	2,15	0,50
	ORMCO	20,00	0,30	0,07	20,00	4,05	0,24	20,00	2,62	0,66
28 Días	MORELLI	20,00	0,27	0,02	20,00	4,22	0,12	20,00	2,42	0,22
	TP									
	ORTHODON									
	TIC	20,00	0,28	0,07	20,00	4,27	0,16	20,00	2,35	0,68
	ORMCO	20,00	0,26	0,03	20,00	4,21	0,21	20,00	2,72	0,62

Medias y Desviaciones estándar (medio húmedo)

En medio húmedo las pruebas realizadas desde el inicio hasta los 28 días indicaron que la marca de módulo elastomérico que más durabilidad y menor deformación tiene durante su uso es Ormco, debido al tipo de recubrimiento polimérico. (Tabla 3)

TABLA 4. Diferencias entre medias y desviaciones estándar												
Marca	Dimensiones iniciales (medias)			Dimensiones a los 28 días (medias)			Diferencia de medias			Porcentaje de cambio		
	Espesor	DE	DI	Espesor	DE	DI	Espesor	DE	DI	Espesor	DE	DI
MORELLI	0,75	3,00	1,00	0,27	4,22	2,42	0,48	-	-	-65%	41%	142%
TP ORTHODONTIC	0,75	2,75	1,00	0,28	4,27	2,35	0,47	-	-	-63%	55%	135%
ORMCO	0,75	3,00	1,00	0,26	4,21	2,72	0,49	-	-	-66%	40%	172%

La **Tabla 4** muestra las diferencias entre las medias y las desviaciones estándar, observándose que a los 28 días se produjo una pérdida del 65 % del espesor en la marca Morelli, 66% para la marca Ormco y 63 % para la marca TP Orthodontic.

Al comparar el porcentaje de diámetro externo se pudo observar que el mismo aumentó en un 41 % en la marca Morelli, en un 40 % en la marca Ormco y en un 55 % en la marca Tp Orthodontic.

En el caso del diámetro interno se observó que Tp Orthodontic se estiró en un 135%, Morelli en un 142 % y Ormco en un 172%.



Fig. 13

Deformación plástica de modulo ormco a los 28 días de uso

TABLA 5 COMPARACION DE LA DEFORMACION DE LOS MÓDULOS ELÁSTICOS DE ACUERDO AL TIEMPO DE ESTIRAMIENTO EN MEDIO SECO									
		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
espesor	medición inicial	60,00	0,75	0,00	0,00	0,75	0,75	0,75	0,75
	medición a 1 hora	60,00	0,74	0,01	0,00	0,74	0,75	0,71	0,75
	medición a 7 horas	60,00	0,74	0,01	0,00	0,74	0,75	0,71	0,75
	medición a 14 horas	60,00	0,71	0,10	0,01	0,68	0,73	0,00	0,74
	medición a 24 horas	60,00	0,62	0,10	0,01	0,60	0,65	0,28	0,74
	medición a 7 días	60,00	0,50	0,15	0,02	0,46	0,53	0,00	0,67
	medicion a 14 dias	60,00	0,39	0,13	0,02	0,35	0,42	0,25	0,67
	medicion a 21 dias	60,00	0,32	0,10	0,01	0,29	0,34	0,00	0,54
	medicion a 28	60,00	0,28	0,09	0,01	0,25	0,30	0,00	0,54

	días								
	Total	540,00	0,56	0,20	0,01	0,54	0,58	0,00	0,75
diam_externo	medición inicial	60,00	2,92	0,12	0,02	2,89	2,95	2,75	3,00
	medición a 1 hora	60,00	3,28	0,11	0,01	3,25	3,31	3,00	3,46
	medición a 7 horas	60,00	3,32	0,09	0,01	3,29	3,34	3,00	3,41
	medición a 14 horas	60,00	3,32	0,46	0,06	3,20	3,43	0,00	3,90
	medición a 24 horas	60,00	3,46	0,20	0,03	3,41	3,51	2,75	3,90
	medición a 7 días	60,00	3,60	0,75	0,10	3,41	3,79	0,45	4,70
	medición a 14 días	60,00	3,83	0,19	0,02	3,78	3,88	3,09	4,00
	medición a 21 días	60,00	3,88	0,77	0,10	3,68	4,08	0,00	4,62
	medición a 28 días	60,00	4,12	0,58	0,07	3,97	4,27	0,00	4,62
	Total	540,00	3,52	0,57	0,02	3,48	3,57	0,00	4,70
diam_interno	medición inicial	60,00	1,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	medición	60,00	1,58	0,15	0,02	1,54	1,62	1,30	1,80

a 1 hora								
medición a 7 horas	60,00	1,61	0,12	0,02	1,57	1,64	1,30	1,80
medición a 14 horas	60,00	1,58	0,33	0,04	1,49	1,67	0,00	3,00
medición a 24 horas	60,00	1,93	0,40	0,05	1,83	2,03	0,75	2,70
medición a 7 días	59,00	2,17	0,46	0,06	2,05	2,29	0,45	3,00
medición a 14 días	59,00	2,17	0,46	0,06	2,05	2,29	0,45	3,00
medición a 21 días	60,00	2,31	0,59	0,08	2,16	2,46	1,28	3,63
medición a 28 días	60,00	2,39	0,59	0,08	2,24	2,54	0,00	3,63
Total	538,00	1,86	0,58	0,03	1,81	1,91	0,00	3,63

En la Tabla 5I se comparó la deformación de los módulos elastoméricos se vio que las variaciones se dieron de acuerdo al tiempo y de acuerdo a los criterios relacionados con el espesor en la medición inicial de todos los módulos que no fue significativa hasta las 14 horas, la variación ocurrió a partir de las 24 hrs ($p < 0,01$). La medición realizada a 1 hrs no varió hasta las 14 hrs, la variación significativa fue a partir de las 24 hrs. La variación de la medición de las 7 hrs tampoco fue significativa hasta las 14 hrs, por tanto la variación fue significativa a

partir de las 24 hrs. En resumen las mediciones iniciales, 1 hr, 7 hrs, 14 hrs se mantuvieron con variaciones no significativas hasta las 24 hrs, desde las 24 hrs las variaciones fueron significativas. La medición de los 21 días con respecto a los 28 días ya no fue significativa.

En cuanto a las variaciones del diámetro externo varió significativamente desde la primera hora. Las variaciones del diámetro externo en cuanto a la medición de 1 hora con respecto a las mediciones realizados a las 7, 14 y 24 hrs no fueron significativas, pero a partir de los 7 días hasta los 28 días si fue significativa. La medición realizada desde los 14, 21 y 28 días se mantuvieron.

En cambio en el diámetro interno todas las dimensiones aumentaron significativamente con respecto al valor inicial. la variación ocurrida a 1 hr se mantuvo igual hasta las 14 hrs de ahí en adelante hubo variación.

TABLA 6
COMPARACIÓN DEL ESPESOR, DIAMETRO INTERNO Y DIAMETRO EXTERNO EN
MEDIO SECO ENTRE LAS MARCAS

		N	Medi a	Desviaci ón típica	Erro r típic o	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínim o	Máxim o
						Límit e inferi or	Límite superi or		
espesor	morelli	180	0,54	0,20	0,01	0,51	0,57	0,00	0,75
	tp								
	orthodon	180	0,57	0,21	0,02	0,54	0,60	0,00	0,75
	tics								
	ormco	180	0,57	0,20	0,01	0,54	0,60	0,00	0,75
	Total	540	0,56	0,20	0,01	0,54	0,58	0,00	0,75
diam_exter	morelli	180	3,56	0,46	0,03	3,49	3,63	0,00	4,62

no	tp								
	orthodon	180	3,47	0,58	0,04	3,39	3,56	0,00	4,62
	tics								
	ormco	180	3,54	0,64	0,05	3,45	3,64	0,00	4,70
	Total	540,00	3,52	0,57	0,02	3,48	3,57	0,00	4,70
diam_intern	morelli	180,00	1,88	0,47	0,04	1,81	1,95	1,00	3,39
	o								
	tp								
	orthodon	178,00	1,78	0,52	0,04	1,70	1,86	0,00	3,39
	tics								
	ormco	180,00	1,91	0,72	0,05	1,81	2,02	0,00	3,63
	Total	538,00	1,86	0,58	0,03	1,81	1,91	0,00	3,63

En la **Tabla 6** se puede observar que el espesor comparada entre la marca Morelli con Tp Orthodontic yOrmco tiene una variación significativa favorable para Morelli en medio seco. El diámetro externo en medio seco fue significativo para las tres marcas pero igualmente mayor significancia tuvo Morelli, debido a que en Ormco se perdieron dos ligas por la ruptura que sufrieron durante el procedimiento del estudio.

**TABLA # 7 COMPARACIONES INTRAGRUPO E INTERGRUPO EN
MEDIO SECO
(ANOVA)**

		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
espesor	Inter- grupos	18,119	8	2,265	270,157	0,000
	Intra- grupos	4,452	531	0,008		
	Total	22,570	539			

diam_externo	Inter-grupos	65,973	8	8,247	41,174	0,000
	Intra-grupos	106,352	531	0,200		
	Total	172,324	539			
diam_interno	Inter-grupos	98,083	8	12,260	77,126	0,000
	Intra-grupos	84,093	529	0,159		
	Total	182,176	537			

La **Tabla 7** de acuerdo al análisis de varianza en comparaciones intra grupo e intergrupo en medio seco se vio que las mediciones totales en cuanto al espesor, diámetro interno y diámetro externo entre las 3 marcas no tuvo diferencia significativa, es decir todas tuvieron variaciones pero fueron por igual. Las variaciones que ocurrieron en todas las mediciones no fueron significativas para las tres marcas.

TABLA 8
COMPARACIÓN DE LA RUPTURA SUFRIDA POR LAS LIGAS DE DIFERENTES
MARCAS

			marcas			Total
			morelli	tp orthodontics	ormco	
ruptura	sin ruptura	Recuento	180	178	172	530
		% de marcas	100,0%	98,9%	95,6%	98,1%
	con ruptura	Recuento	0	2	8	10
		% de marcas	0,0%	1,1%	4,4%	1,9%

Total	Recuento	180	180	180	540
	% de marcas	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	10,596(a)	2	0,005
Razón de verosimilitudes	12,161	2	0,002
Asociación lineal por lineal	9,763	1	0,002
Prueba de McNemar-Bowker	.	.	.(b)
N de casos válidos	540		

EN LA TABLA 8 LA VARIACION DE ACUERDO CON EL ANALISIS NO PARAMETRICO de Chi - Cuadrado la ruptura de las ligas ocurrida en la marca Ormco fue significativamente mayor que Tp y Morelli. En la marca Tp Orthodontic significo 1,1% y el porcentaje no fue significativo el valor de $p = 0,005$

Tabla # 9

COMPARACION DE LA PERDIDA PARCIAL DE CONTINUIDAD DE LOS MÓDULOS

ELASTICOS

			marcas			Total
			morelli	tp orthodontics	ormco	
pp_cont	sin deformacion	Recuento	121	88	99	308
		% de marcas	67,2%	48,9%	55,3%	57,1%
	con deformacion	Recuento	59	92	80	231
		% de marcas	32,8%	51,1%	44,7%	42,9%
Total		Recuento	180	180	179	539
		% de marcas	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	12,721(a)	2,00	0,00
Razón de verosimilitudes	12,87	2,00	0,00
Asociación lineal por lineal	5,21	1,00	0,02
Prueba de McNemar-Bowker	.	.	.(b)
N de casos válidos	539,00		

En la **Tabla 9** se analizó mediante el Chi cuadrado, indicando que la deformación parcial se produjo en las tres marcas, pero en la marca Tp Orthodontic fue 51, 18% más deformada, la cual fue estadísticamente significativa. La deformación de las marcas Tp Orthodontic y Ormco fueron significativamente mayores que Morelli. Ormco versus Morelli tuvo un valor de $p = 0,02$; mientras que Tp Orthodontic versus Morelli $p = 0,006$ altamente significativa

TABLA 10 COMPARACIONES DE LAS TRES MARCAS ENTRE SI EN MEDIO HÚMEDO (Bonferroni)							
Variable dependiente	(I) marcas	(J) marcas	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
						Límite superior	Límite inferior
espesor_h	morelli	tp orthodontics	-0,02	0,22	1,00	-0,55	0,52
		ormco	-1,14172(*)	0,22	0,00	-1,68	-0,60
	tp orthodontics	morelli	0,02	0,22	1,00	-0,52	0,55
		ormco	-1,12628(*)	0,22	0,00	-1,66	-0,59

)				
	ormco	morelli	1,14172(*)	0,22	0,0 0	0,60	1,68
		tp orthodontic s	1,12628(*)	0,22	0,0 0	0,59	1,66
diam_externo_h	morelli	tp orthodontic s	0,09	0,08	0,7 0	-0,09	0,28
	ormco		,41122(*)	0,08	0,0 0	0,22	0,60
	tp orthodontic s	morelli	-0,09	0,08	0,7 0	-0,28	0,09
		ormco	,31706(*)	0,08	0,0 0	0,13	0,51
	ormco	morelli	-,41122(*)	0,08	0,0 0	-0,60	-0,22
		tp orthodontic s	-,31706(*)	0,08	0,0 0	-0,51	-0,13
diam_interno_h	morelli	tp orthodontic s	0,11	0,07	0,4 4	-0,07	0,28
	ormco		-,26956(*)	0,07	0,0 0	-0,44	-0,10
	tp orthodontic s	morelli	-0,11	0,07	0,4 4	-0,28	0,07
		ormco	-,37500(*)	0,07	0,0 0	-0,55	-0,20
	ormco	morelli	,26956(*)	0,07	0,0	0,10	0,44

					0		
		tp orthodontic s	,37500(*)	0,07	0,0 0	0,20	0,55

*. La diferencia de medias es significativa al nivel .05

La **TABLA 10** muestra en medio húmedo los cambios producidos en los módulos elásticos de acuerdo a la marca, medidas en espesor, diámetro externo e interno, demostrando que MORELLI comparado con ORMCO en cuanto a su espesor es significativo, Tp Orthodontic con Ormco tiene igual significancia. El diámetro externo de Ormco con respecto a Morelli y Tp Orthodontic tiene mayor significancia. Morelli y Tp Orthodontic tienen igual grado de significancia. En el diámetro interno Ormco es el que tiene alto grado de varianza significativa.

TABLA 11
COMPARACIÓN DE MEDIDAS EN MEDIO HÚMEDO

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
espesor_h	medición inicial	60,00	0,75	0,00	0,00	0,75	0,75	0,75	0,75
	medición a 1 hora	60,00	0,74	0,01	0,00	0,74	0,74	0,72	0,75
	medición a 7	60,00	0,74	0,01	0,00	0,74	0,74	0,72	0,75

diam_externo_h	horas medicion a 14	60,00	0,71	0,03	0,00	0,71	0,72	0,50	0,74
	horas medicion a 24	60,00	0,64	0,09	0,01	0,61	0,66	0,41	0,74
	horas medicion a 7 dias	60,00	0,45	0,13	0,02	0,41	0,48	0,25	0,67
	medicion a 14 dias	60,00	0,39	0,13	0,02	0,35	0,42	0,25	0,67
	medicion a 21 dias	60,00	0,34	0,09	0,01	0,31	0,36	0,00	0,54
	medicion a 28 dias	60,00	3,68	5,91	0,76	2,15	5,20	0,00	20,00
	Total	540,00	0,94	2,19	0,09	0,75	1,12	0,00	20,00
	medicion inicial	60,00	2,92	0,12	0,02	2,89	2,95	2,75	3,00
	medición a 1 hora	60,00	3,31	0,09	0,01	3,29	3,33	3,00	3,46
	medicion a 7 horas	60,00	3,32	0,08	0,01	3,30	3,34	3,10	3,46
	medicion a 14 horas	60,00	3,44	0,11	0,01	3,41	3,47	3,15	3,60
	medicion	60,00	3,53	0,12	0,02	3,50	3,56	3,12	3,85

diam_interno_h	a 24 horas medición	60,00	3,73	0,26	0,03	3,66	3,80	3,00	4,70
	a 7 días medición	60,00	3,83	0,19	0,02	3,78	3,88	3,09	4,00
	a 21 días medición	60,00	3,93	0,56	0,07	3,79	4,08	0,00	4,62
	a 28 días medición	60,00	2,85	1,93	0,25	2,35	3,34	0,00	4,62
	Total	540,00	3,43	0,77	0,03	3,36	3,49	0,00	4,70
	medición inicial	60,00	1,00	0,00	0,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	medición a 1 hora	60,00	1,60	0,15	0,02	1,56	1,63	1,30	1,80
	medición a 7 horas	60,00	1,62	0,13	0,02	1,59	1,66	1,30	1,80
	medición a 14 horas	60,00	1,64	0,14	0,02	1,60	1,68	1,10	2,06
	medición a 24 horas	60,00	1,94	0,47	0,06	1,82	2,07	1,00	3,00
	medición a 7 días	59,00	2,29	0,27	0,04	2,22	2,36	1,90	3,00
	medición	59,00	2,17	0,46	0,06	2,05	2,29	0,45	3,00

a 14 días medición									
a 21 días medicion	60,00	2,30	0,54	0,07	2,16	2,44	1,28	3,63	
a 28 días	60,00	2,96	1,03	0,13	2,69	3,23	0,00	4,62	
Total	538,00	1,95	0,70	0,03	1,89	2,01	0,00	4,62	

En la **Tabla 11** el espesor de la medición inicial no presentó diferencia significativa pero después de 28 días hubo cambios, en cambio la medición de 28 días es altamente significativa con las otras mediciones. El diámetro externo de los módulos elastoméricos en medio húmedo al inicio con respecto a 1 hora no tuvo diferencias significativas, pero estos aumentaron la diferencia significativa hasta los 21 días, aunque después se mantuvieron. La medición del espesor de los módulos aumentó el grado de significancia de 1 hora a 7 días. Después de los 7 días las variaciones fueron significativas y luego se mantuvieron hasta los 28 días. El diámetro interno varió desde la medida inicial y tuvo mayor significancia a las 24 hrs.



Fig. 14

Medida inicial y a los 28 días de uso del módulo Tp Orthodontic

CAPÍTULO VII

7.1 DISCUSION

Un elastómero es un material polimérico formado por rellenos plastificantes y aditivos que proporciona dureza, durabilidad, biocompatibilidad, bioestabilidad y flexibilidad. Aunque los elastómeros presentan grandes deformaciones con pequeños esfuerzos tienen un comportamiento común a otros materiales. Tienen resistencia limitada y presentan fatiga. La fatiga de los elastómeros se manifiesta por la reducción progresiva de sus propiedades físicas como resultado de la propagación de fracturas durante la aplicación de una fuerza continua

Se pudo ver que los módulos Tp Orthodontic sufren menor cambio de deformación plástica a los 28 días en medio seco pero que en medio húmedo existe mayor deformación de estos módulos elásticos, aunque en menor grado que las otras marcas comparadas. También se observó que los módulos que menos se deformaron en medio húmedo fueron los de la marca Tp Orthodontic, a pesar de que en este medio se produce mayor deformación que en el estado seco.

De acuerdo al estudio de Taloumis (4) los cambios producidos en los módulos para que se produzca una deformación parcial se da en las primeras 24 hrs de su colocación, lo cual coincide con este estudio. Igualmente la humedad absorbida en los módulos elastoméricos está en un rango de 0.060% a 3.15%, e indica que los módulos independientemente de su marca absorben humedad y sufren una mayor deformación, lo cual también fue corroborado en este estudio puesto que las medidas comparadas entre medio seco y medio húmedo nos indican que existe variación significativa ($p= 0,01$). El ph salival también fue tomado en cuenta en el estudio de Taloumis y observó que igualmente influye en la degradación de los módulos, lo cual no se tomó en cuenta en este estudio. En el estudio de Taloumis también se observa que los módulos elastoméricos con mayor consistencia inicial y final a la fuerza fueOrmco, lo cual está relacionado con el diámetro externo que también coincide en este estudio y se puede observar en la Tabla 4.

De acuerdo con el estudio de Pantoja et al. (12) Ellos indican que la fuerza residual que queda en los elásticos después de un período de tres semanas de su uso está relacionado con el pH salival, bebidas, alimentos y placa dental asociada a la degradación de los elastómeros, lo cual también se puede reflejar en este estudio debido al medio húmedo, pero que sería mejor medirlo en un estudio in vivo. También la deformación plástica de los elastómeros en su estudio fue a los 30 días, pero se debe tomar en cuenta que ellos estudiaron cadenas elásticas, en cambio el pico de mayor deformación en este estudio se mantuvo desde los 7 días a 21 días aumentando levemente el pico en los últimos 7 días.

De acuerdo con el estudio de Ballester y Da Silva (14) en el que evaluaron la degradación de la fuerza de los elásticos sintéticos en función del tiempo de estiramiento a la que fueron sometidos observaron que la mayor cantidad de reducción de carga generada por los elásticos ocurre en las primeras horas y es de un 30%, lo cual en este estudio también nos indica que la deformación inicial es de un 23 a un 30 %. También al evaluar el comportamiento de los elásticos cuando se mantienen estirados en un medio húmedo, sufren mayor degradación que en un medio seco, ya que la elevación de la temperatura suele ser considerado un factor agravante en la reducción de la carga generada por los elásticos. En este estudio igualmente se observó que los módulos sufren mayor deformación en medio húmedo tratando de reproducir la temperatura de 37°C simulando las condiciones bucales, además también se ha demostrado que la saliva artificial es el único medio que afecta significativamente todos los elastómeros con alto o bajo módulo de elasticidad. Los elastómeros de marca Tp Orthodontic mostraron mayor resistencia tanto en el estudio de Ballester como en éste.

De acuerdo con el estudio realizado por Andreasen y Bishara, (19) ellos reportaron que la deformación de los elásticos de poliuretano disminuyó en un 55 % en el primer día, en las primeras horas, y la menor deformación ocurre en la tercera semana. lo cual no coincide con este estudio porque la deformación es gradual y

en las primeras 24 hrs si existe un pico más alto de deformación la cual se completa a los 28 días.

De acuerdo con Hershey, Reynolds y De Génova, el rango del decaimiento de la fuerza elástica en las cadenas durante el movimiento ortodóncico aumenta a medida que la distancia de los elásticos estirados disminuye

De acuerdo al estudio realizado por Taloumis et al. indicaron que las ligaduras elastoméricas se ven afectados por la humedad y calor, produciéndose una pérdida rápida de la fuerza de un 53 % a 68 % en un período de 24 horas, y se deforman de forma permanente cuando se estira. En este estudio también se observó una mayor consistencia inicial y final de la fuerza. También llegaron a la conclusión de que mientras más gruesa es la ligadura y más pequeño el diámetro interno, mayor será la fuerza que produce la ligadura, lo cual coincide con este estudio puesto que Ormco es la ligadura más pequeña en el diámetro interno pero ejerce más fuerza. El diámetro externo tiene una correlación pobre con la fuerza generada. (4)

De acuerdo a un estudio realizado por Andreasen y Bishara (19) sobre los alásticos estirados 105 mm indicaron que sufrieron deformación permanente de 50%, con una degradación media de fuerza del 74,51% en el primer día de estudio y en las tres semanas restantes la fuerza se estabilizaba razonablemente con una pérdida de la fuerza del 8,2%. En un estudio realizado por Anello. indico que después de las primeras 24 hrs de tener estirados los módulos elastoméricos habían perdido un 19% de la fuerza, y después de 1 semana había perdido un 69 %.

En un estudio (45), en el que se analizó la cantidad de fuerza liberada por las ligaduras elásticas con y sin recubrimiento polimérico, que fueron sumergidas en saliva artificial, por un período de 28 días y se les midió la fuerza en una máquina de ensayo de tracción, se observó que la fuerza disminuye de forma significativa en la primeras 24 horas y desde los 7 a 28 días, la disminución de la fuerza es gradual para las marcas 3M y TP Orthodontics con y sin recubrimiento, siendo la marca Tp Orthodontics la que menos fuerza pierde durante la deformación

permanente en presencia de saliva artificial. Resultados similares se obtuvieron en este estudio comparativo, aunque las comparaciones fueron realizadas con diferentes marcas a las del estudio realizado.

En los tres marcas estudiadas se pudo observar que la diferencia significativa desde las mediciones tomadas al inicio hasta las mediciones tomadas a los 28 días tuvo un alto grado de significancia, lo cual coincide con el estudio in vitro realizado por Sánchez (1) pero esta coincidencia es solo para Tp Orthodontic (super slick) que también fue estudiado en esta investigación.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES:

- Los elásticos sintéticos no pueden ser considerados materiales elásticos ideales, pues son sensibles a la exposición prolongada de agua, enzimas y variaciones de temperatura, sufrieron significativo grado de degradación en la cantidad de fuerza liberada por un largo periodo de tiempo de uso.
- Los módulos elásticos probados en este estudio son más convenientes para ser usados durante la fase inicial del tratamiento de Ortodoncia, es decir alineando y nivelando. Sin embargo, la pérdida rápida de la fuerza y la deformación permanente de estos productos pueden evitar su uso para rotaciones y correcciones del torque.
- Se comprobó que el medio húmedo aumenta el grado de deformación de los módulos elastoméricos al relacionarlo con el medio seco.
- Los módulos (super slick) Tp Orthodontic son los que mejor respondieron a las pruebas sometidas.
- Los módulos de marcaOrmco debido al diámetro interno pequeño tienen mayor probabilidad de sufrir ruptura.
- En medio húmedo los cambios producidos en el espesor de los módulos elásticos de la marca MORELLI comparado con ORMCO es significativo.
- El diámetro externo deOrmco con respecto a Morelli y Tp Orthodontic tiene mayor significancia. Morelli y Tp Orthodontic tienen igual grado de significancia.

- El mayor grado de deformación parcial permanente se produce en las primeras 24 horas por la fuerza para todos los módulos independiente de su marca.

REFERENCIA BIBLIOGRÁFICA:

1. Sánchez L, Katagiri M, Álvarez C; Estudio *in-vitro* del deterioro de las propiedades elásticas de las cadenas elastoméricas; Revista Odontológica Mexicana; Vol. 10, Núm. 2 Junio 2006
2. Wong A., Orthodontic elastic materials; Angle Orthod; Abril 1976; Vol. 46 No. 2 pags. 196 – 205.
3. Fernandez D J et al.; Force extension relaxation of medium force orthodontic latex elastics; Angle Orthod. 2011;81:812–819
4. Taloumis Louis J. et al; *Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures; Am. Journal Orthodontics and dentofacial Orthopedics; Vol. 111 # 1 January 1997*
5. Uribe Restrepo G.; Ortodoncia Teoría y Clínica; Cap. 33 “Elásticos y elastómeros” 2^{da} edición; Ed. CIB; Medellín Colombia; año 2010.
6. Calister W. D. “Ciencia e ingeniería de los materiales”. Editorial Reverte, Barcelona 1996
7. Ferreira A , Enoki C, Yoko I, “In vivo evaluation of the contamination of super slick elastomeric rings by streptococcus mutans in orthodontic patients”; Sao Paulo; Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008: 133; S104-9
8. Graber T., M, Vanarsdall R.L, Vig C. W. L. 2005, "Biomateriales en Ortodoncia. Principios Actuales y Técnicas Ortodónticas". 4^a ed. USA Philadelphia: Elsevier - Mosby. 9. Eliades. G. E.,

9. Rodríguez Esequiel; White Larry; Ortodoncia Contemporánea Diagnóstico y Tratamiento; Cap. 15 "Elásticos"; Ed. Amolca; 2^{da} edición; 2008.
10. Young J, Sandrik JL. The influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. *Angle Orthod.* 1979;49:104–108
11. Chimenti C et al; "Friction of Orthodontic Elastomeric ligatures with different Dimensions"; *Angle Orthod* 2005;75:421–425.
12. Pantoja E., Almanza V, Ruiz H.; "Determinación de la pérdida de fuerza y longitud de cadenas elastomericas en cultivos bacterianos."; *Revista latinoamericana de ortodoncia y Odontopediatria*; Edición electrónica junio 2012
13. Chimenti C, and cols. "In vitro Assessment of Elastomeric chain Behavior". *Prog. Ortho.*(2001);1(2):42-45
14. Ballete F, Silva W.; Estudo da degradação da força gerada por elásticos ortodônticos sintéticos; *R Dental Press Ortodon Ortop Facia*, Maringá, v. 11, n. 6, p. 52-61, nov./dez. 2006
15. Hain M, Dhopatkar A, and Rock P; A comparison of different ligation methods on friction; *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130:666-70
16. Giokaa C and cols.; Orthodontic Latex Elastics: A Force Relaxation Study; *Angle Orthod* 2006;76:475–479

17. Storie D; Friedrich R.; Fraunhofer J.; Characteristics of Fluoride releasing elastomeric chain; Angle Orthod 1994; 64(3):199-210
18. Kroczeck C and cols; Comparison of the orthodontic load systems created with elastomeric power chain to close extraction spaces on different rectangular archwires; Am J OrthodDentofacial Orthop 2012;141:262-8
19. Bishara S; Andreasen G; A comparison of time Related forces between plastic elastiks and latex elastics; Angle orthodontic Vol. 40 No. 4.
20. Stevenson J, Kusy R; Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains; Angle Orthod 1994; 64(6): 455 – 467
21. Wong Allen; Orthodontic Elastic Materials; Angle Orthod Vol. 46, No. 2 1997.
22. Taloumis LJ, Smith TM, Hondrum SO; Force decay and deformation of orthodontic elastomeric ligatures. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997; 111(1):1-11
23. Wiltshire W. A., Determination of fluoride from fluoride-releasing elastomeric ligature ties; Am J Orthod Dentofac Orthop 1996;110:383-7
24. De Genova DC, MCinnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R, Force degradation of orthodontic elastomeric chains – A product comparison study. Am J Orthod Dentofac Orthop 1985; 87(5):377-84.

25. Russell K. A, and cols.; latex and non-latex orthodontic elastics; Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;120:36-44
26. Bortoly T. and cols.; Sliding resistance with esthetic ligatures: An in-vitro study; Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;133:340.e1-340.e7
27. Askeland. *Materiales para ingeniería*. Editorial Panamericana.1991.
28. Hamilton IR. Biochemical effects of fluoride on oral bacteria. J Dent Res 1990;69 (Spec No:660-7);82-3.
29. Banks PA, Chadwick SM, Asher-McDade C, Wright JL. Fluoride-releasing elastomerics—a prospective controlled clinical trial. Eur J Orthod 2000;22:401
30. Mattick CR, Mitchell L, Chadwick SM, Wright J. Fluoride-releasing elastomeric modules reduce decalcification: a randomized controlled trial. J Orthod 2001;28:217-9.
31. Eliades T, Eliades G, Watts DC. Structural conformation of in vitro and in vivo-aged orthodontic elastomeric modules. Eur J Orthod. 1999;21:649–658.
32. Von Fraunhofer JA, Coffelt MTP, Orbell GM. The effect of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastic properties of orthodontic chains. Angle Orthod. 1992;62:265–274.
33. Brooks DG, Hershey HG. Effect of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. J Dent Res. 1976; 55(Spec Iss B):363.

34. Ferriter JP, Meyers CE, Lorton L. The effects of hydrogen ion concentration on the force-degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*.1990;98:404–410.
35. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 1998;20:589-96.
36. Baccetti T, Franchi L. Friction produced by different types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. *Angle Orthod* 2006;76:211-6.
37. Franchi L, Baccetti T. Forces released during alignment with a preadjusted appliance with different types of elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:687-90
38. Smith, W.F. (1992), *Fundamentos de la Ciencia e Ingeniería de los Materiales*, McGraw-Hill / Interamericana de España, S.A.. 84-7615-940-4.
39. Vázquez M. Saliva artificial y su formulación magistral. *PAM* 1989; 13: 270-2
40. Callister, W.D. (1997), *Introducción a la Ciencia e Ingeniería de los Materiales*, Barcelona: Editorial Reverté, S.A.. 84-291-725.
41. VON FRAUNHOFER, J. A.; COFFELT, M. T. P.; ORBELL, G. M. et; The effects of artificial saliva and topical fluoride treatments on the degradation of the elastics properties of the orthodontics chains. *Angle Orthod*, Appleton, v. 62, n. 4, p. 265-74, 1992.

42. H. Garland Hershey, D.D.S., MS.,* and William G. Reynolds, D.D.S., M.S. Chapel Hill, N. C.; The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism; American Journal Orthod. Vol. 67 No. 5, mayo 1975
43. Kusy R. Whitley J; "Frictional resistances of metal – lined ceramic brackets versus convencional stainless steel brackets and development of 3-d friction maps; Angle Orthodontics 2001;71(5):364 - 374
44. Khambay B, Millett D, McHugh S; "Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance; Eur J Orthod 2005; 27:302 -308
45. Abrão L; Feijó C; Mendes A; "Evaluación in vitro de la intensidad de fuerza liberada por módulos elásticos con y sin recubrimiento polimerico" Rev Inst Cienc Saúde 2006; 24(1):31-5

Anexos:

Figura 15 y Figura 16

Comparación en Medio Seco y Húmedo de la Deformación Elástica de los módulos elastoméricos

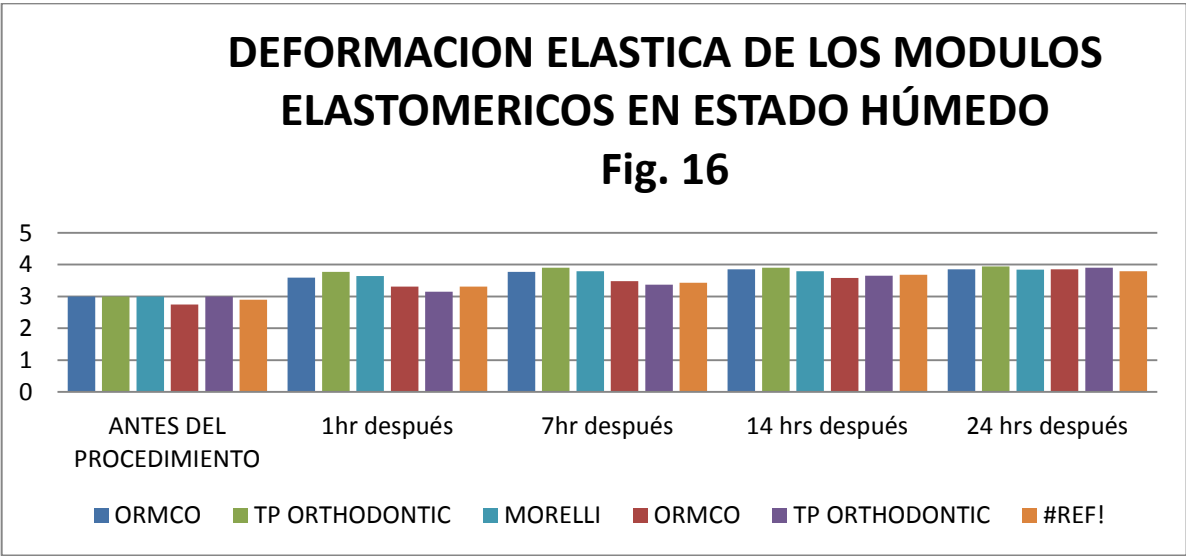
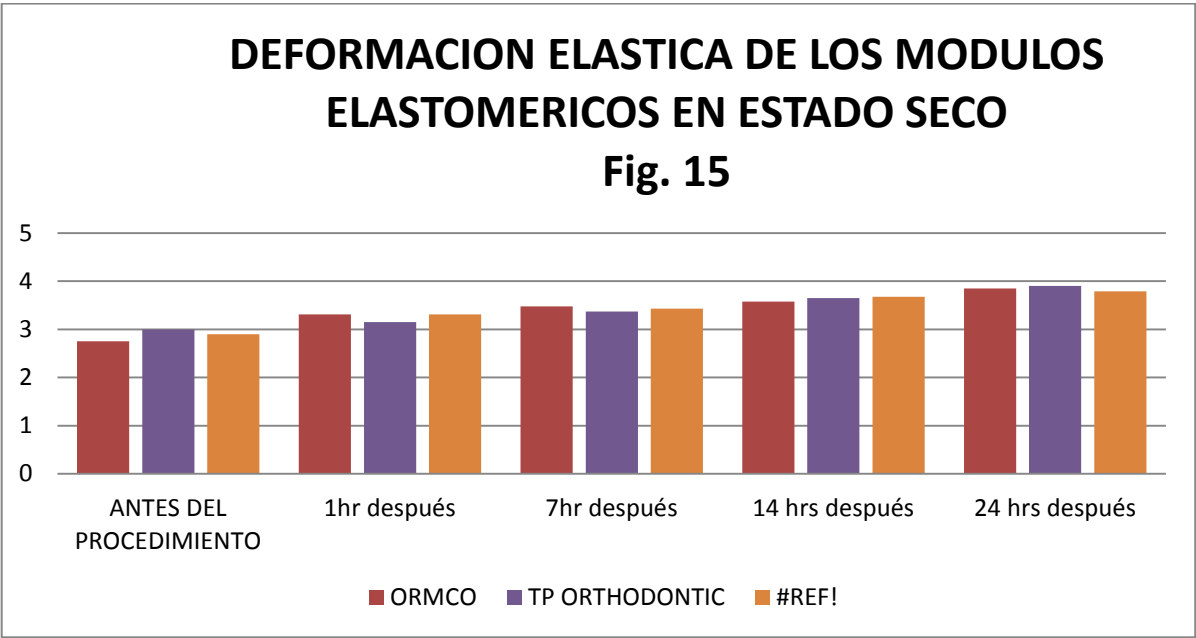


TABLA 1

ESCALA NUMERICA PARA DETERMINAR LA DEFORMACIÓN ELÁSTICA DE MODULOS ELASTOMERICOS EN MEDIO SECO			
TIEMPO	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “ORMCO”	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “TP ORTHODONTIC”	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “MORELLI”
ANTES DEL PROCEDIMIENTO			
1hr después			
7hr después			
14 hrs después			
24 hrs después			

TABLA 2

ESCALA NUMERICA PARA DETERMINAR LA DEFORMACIÓN PLÁSTICA DE MODULOS ELASTOMERICOS EN MEDIO HUMEDO			
TIEMPO	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “ORMCO”	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “TP ORTHODONTIC”	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “MORELLI”
ANTES DEL PROCEDIMIENTO			
7 días después			
14 días después			
21 días después			
28 días después			

TABLA 3

ESCALA NUMERICA PARA DETERMINAR LA DEFORMACIÓN ELÁSTICA DE MODULOS ELASTOMERICOS EN MEDIO HUMEDO			
TIEMPO	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “ORMCO”	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “TP ORTHODONTIC”	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “MORELLI”
ANTES DEL PROCEDIMIENTO			
1hr después			
7hr después			
14 hrs después			
24 hrs después			

TABLA 4

ESCALA NUMERICA PARA DETERMINAR LA DEFORMACIÓN PLÁSTICA DE MODULOS ELASTOMERICOS EN MEDIO SECO			
TIEMPO	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “ORMCO”	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “TP ORTHODONTIC”	MEDIDA DIAMETRO INTERNO “MORELLI”
ANTES DEL PROCEDIMIENTO			
7 días después			
14 días después			
21 días después			
28 días después			

